

**Die Aussagekraft von Messungen
des Ortes und des Radius der brechenden Trennflächen
des optischen Systems des Auges im Schnittbild
der Spallampenphotographie**

von
Heinrich Bauer
aus
Bamberg

Aus der Augenklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. E. Schreck

**Die Aussagekraft von Messungen
des Ortes und des Radius der brechenden Trennflächen
des optischen Systems des Auges im Schnittbild
der Spaltlampenphotographie**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt
von
Heinrich Bauer
aus
Bamberg

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät der Universität Erlangen - Nürnberg.



Dekan: Professor Dr.med.dent. Adolf Kröncke

Referent: Professor Dr.med. Robert Siebeck

Correferent: Professor Dr.med. Eugen Schreck

Tag der mündlichen Prüfung: 19. 9. 1968

Inhaltsverzeichnis

1	<u>Einleitung.</u>	2
2	<u>Kurzer Überblick über Geschichte und Literatur</u> der Erforschung des Akkommodationsmechanismus des menschlichen Auges und die Darstellung seines opti- schen Systems durch die Spaltlampenphotographie.	3
3	<u>Eigene Untersuchungen.</u>	
31	<u>Beschreibung der bei den Versuchen angewandten Geräte.</u>	
311	Spaltlampe.	10
312	Negativmaterial, Entwicklung.	11
313	Optometer.	12
314	Modellauge.	
3141	Theoretische Erläuterungen.	15
3142	Praktische Ausführung des optischen Teils.	16
3143	Praktische Ausführung des mechanischen Teils.	18
315	Auswertegeräte.	20
32	<u>Methoden.</u>	
321	Methode zur Reproduktion der Winkeleinstellungen an der Spaltlampe.	21
322	Methode zur Reproduktion des optischen Schnittes.	23
323	Methode der fraktionierten Photographie des Linsen- schnittes.	23
324	Methode zur Auswertung der Photographien.	26
33	<u>V Versuchsergebnisse.</u>	
331	Ergebnisse über die Reproduzierbarkeit der Spaltlampen- einstellungen.	29
3311	Ergebnisse über die Reproduzierbarkeit des Aufnahme- winkels .	30
3312	Ergebnisse über Lage und Reproduzierbarkeit des Linsen- ortes.	32
332	Ergebnisse über scheinbaren Ort und Radius der brechen- den Trennflächen des Modellauges.	35
34	<u>Zusammenfassung der Versuchsergebnisse.</u>	39
4	<u>Besprechung der Versuchsergebnisse.</u>	
41	<u>Lage und Reproduzierbarkeit des Linsenortes.</u>	42
42	<u>Scheinbarer Ort und Radius der brechenden Trenn- flächen der Linse ; Umrechnungsfaktoren.</u>	44
5	<u>Zusammenfassung.</u>	50
6	<u>Literaturverzeichnis.</u>	51

Lebenslauf.

1 Einleitung

Seit SCHEINER 1619 eine Änderung der Linsenwölbung bei Einstellung des Auges auf verschiedene Entfernungen fand, waren die Vorgänge bei der Akkommodation Gegenstand vieler Untersuchungen. Immer subtilere Methoden wurden angewandt um die Mechanismen der Akkommodation genauer zu erforschen, aber noch heute sind besonders die Änderungen des Ortes und der Größe der Krümmungsradien der brechenden Trennflächen des Auges bei Akkommodation umstritten, insbesondere im Bereich der Linsenhinterfläche.

Die vorliegende Arbeit will deshalb besonders durch die Untersuchung der Aussagekraft quantitativer Auswertungen von Spaltlampenphotographien des entakkommodierten und akkommodierten menschlichen Auges einen Beitrag zur Klärung dieser Fragen leisten.

Bevor näher auf Ziel und Ergebnisse der Arbeit eingegangen wird, soll ein kurzer Grundriss der Geschichte der Erforschung des Akkommodationsmechanismus und der Entwicklung der Spaltlampenphotographie aufgezeigt werden.

2 Kurzer Überblick über Geschichte und Literatur der Erforschung des Akkommodationsmechanismus des menschlichen Auges und die Darstellung seines optischen Systems durch die Spaltlampenphotographie.

Vor 350 Jahren beobachtete SCHEINER 1619 bei seinen Versuchen eine Wölbungsänderung der Linse bei Einstellung des Auges auf verschiedene Entfernungen. Er zog daraus den Schluß, daß die Akkommodation auf einer Verkleinerung des Krümmungsradius der Linsenvorderfläche beruhe. Gleichzeitig bemerkte er, daß sich die Pupille bei Fixieren naher Gegenstände verengt. Im gleichen Jahr soll auch der französische Philosoph DESCARTES ähnliche Beobachtungen gemacht haben.

Es vergehen nun über 200 Jahre, bevor der nächste sichere Hinweis in der Literatur auftaucht:

1841 stellt HUECK fest, daß der Linsenscheitel bei Akkommodation in Richtung Cornea vorrückt, das heißt also, daß die Tiefe der vorderen Augenkammer abnimmt. HUECK verzichtet aber ebenso wie SCHEINER auf eine quantitative Untersuchung dieser Erscheinung.

Die ersten genauen Experimente über die Vorgänge im menschlichen Auge bei Akkommodation führen 1849 LANGENBECK und 1851 CRAMER durch. Unabhängig von ihnen legt HELMHOLTZ 1853 seine Ergebnisse nieder; ebenso KNAPP 1860.

Diese vier Autoren bedienten sich der folgenden Methode zur Messung der Krümmungsradien der brechenden Trennflächen:

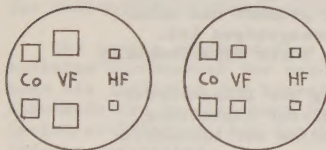


Abb. 1

PURKINJESche Spiegelbildchen eines Doppelpaltes.

links: entakkommodiert

rechts: akkommodiert

CO = Cornea

VF = Linsenvorderfläche

HF = Linsenhinterfläche

Die Größe der von PURKINJE und SANSON 1823 entdeckten Spiegelbildchen eines Gegenstandes von Cornea, Linsenvorderfläche und Linsenhinterfläche ist abhängig von deren Krümmungsradius.

Beleuchtet man nun zum Beispiel das Auge mit einer unterteilten spaltförmigen Lichtquelle, so zeigen sich die nebenstehend schematisch gezeichneten Spiegelbildchen. Die Größe und der Abstand von zwei zusammengehörigen Spiegelbildchen sind abhängig vom Radius der sie bildenden Trennflächen.

Besonders HELMHOLTZ (5) maß nun diese Spiegelbildchen aus und berechnete aus ihnen den Krümmungsradius von Cornea, Linsenvorderfläche und Linsenhinterfläche am entakkommodierten und am akkommodierten Auge. Er berücksichtigte dabei auch, daß die Spiegelbildchen durch das optische System des Auges hindurch abgebildet wurden.

GULLSTRAND, der diese Ergebnisse durch eigene Beobachtungen ergänzte, kam zu folgendem Ergebnis, das die Tabelle Nr. 1 zeigt:

Tab. 1

Ergebnisse von HELMHOLTZ (5) und GULLSTRAND (4b) über das Verhalten der Linsenvorder- und hinterfläche bei Akkommodation.

Ort	Akk. - Ruhe	maximale Akk.
vordere Hornhautfläche	0,000	0,000
hintere Hornhautfläche	0,500	0,500
vordere Linsenfläche	3,600	3,200
hintere Linsenfläche	7,200	7,200
<u>Krümmungsradien</u>		
vordere Hornhautfläche	7,700	7,700
hintere Hornhautfläche	6,800	6,800
vordere Linsenfläche	10,000	5,333
hintere Linsenfläche	6,000	5,333
<u>Brechkraft des Vollsystems</u>	58,640	70,570

Über die Ursache dieser Veränderungen schreibt HELMHOLTZ (5) folgendes:

"Die Linse ist ... ein elastischer Körper, der bei Entspannung der inneren Augenmuskeln durch den Zug der an ihrem Rand sich anheftenden Zonula in radiärer Richtung gedehnt und daher in Richtung ihrer Symmetrieachse etwas zusammengezogen ist. Die Elastizität der Linse wird hauptsächlich ihrer Kapselmembran zu verdanken sein."

Dieser Zug der Zonula bewirkt eine Abplattung der Linsenvorderfläche und der Linsenhinterfläche. Das Maß dieser Abplattung, das heißt der Betrag, um den der Krümmungsradius der Linsenflächen dabei zunimmt, ist

"abhängig davon, ob der Zonulazug mehr die vordere oder die hintere Linsenfläche trifft; fast alle Fasern treffen auf den peripheren Rand der vorderen Hälfte der Kapsel."

Daher erfährt die Linsenvorderfläche bei Entakkommodation eine stärkere Abplattung als die Linsenhinterfläche. Gleichzeitig erfolgt durch die Abplattung der Linsenvorderfläche eine Verschiebung des Zentrums der Linse nach hinten.

"An der hinteren Linsenfläche wird der größte Teil der Abplattung, den die radiale Spannung hervorbringen könnte, durch die Durchbiegung" - verursacht durch die Verschiebung des Linsenzentrums nach hinten - "wieder aufgehoben. Auch die Verschiebung nach vorn, welche die Hinterfläche durch die Verkürzung der Linsenachse erleiden sollte, wird durch die beschriebene Durchbiegung wieder aufgehoben."

Außerdem wird bei Akkommodation die Tiefe der vorderen Augenkammer im peripheren Teil größer, während sich der Pupillarrand der Iris nach vorne verschiebt.

Während HELMHOLTZ die Brechkraftzunahme der Linse bei Akkommodation allein durch die Verkleinerung der Krümmungsradien der brechenden Flächen zu erklären sucht, fand GULLSTRAND (4a) daß dies allein nicht genügte. In seinen bahnbrechenden Arbeiten über die Dioptrik des Auges, für die er 1911 den Nobelpreis erhielt, zeigt er, daß die äußere Formänderung der Linse bei Akkommodation ihre Brechkraftzunahme nur zu etwa 50 Prozent erklärt. Die fehlende Hälfte bezieht er auf eine innere Akkommodation, die eine Ergänzung der äußeren Akkommodation der Theorie von HELMHOLTZ darstellt. Bevor näher auf diese Mechanismen eingegangen wird, soll zunächst die innere Struktur der Linse beschrieben werden:

Durch das appositionelle Wachstum der Linse finden sich, wie SIEBECK (9) schreibt, die jüngsten Epithelien "stets an ihrer Oberfläche; sie drängen die alternden Zellen immer mehr nach der Mitte zusammen; die hier zwangsläufig erfolgende Volumenzunahme wird durch Wasserentzug in den innersten Schichten ausgeglichen, das heißt, die ältesten Kernschichten schrumpfen im Laufe der Entwicklung immer mehr zusammen. Auf diese Weise erhält die Linse einen zwiebelschalenartigen Aufbau."...

"Es besteht also in der Linse ein Wasserkonzentrationsgefälle von der Peripherie zum Zentrum hin, oder, was gleichbedeutend ist, ein Konzentrationsgefälle an Trockensubstanz vom Kern zur Peripherie hin. Diesem Konzentrationsgefälle entspricht eine Abnahme der optischen Dichte vom Kern zur Peripherie hin, das heißt also, der Kern besitzt den höchsten Brechungsindex, die Peripherie den niedrigsten. In der jugendlichen Linse ist dieses Gefälle weitgehend kontinuierlich, mit zunehmendem Alter werden die Schichten mit verschiedenen Brechungsindizes durch die Diskontinuitätszonen scharfer gegeneinander abgesetzt."

Die innere Akkommodation besteht nun darin, daß die äquatorialen Durchmesser der zentralen kleineren Isoindizialflächen, also die Isolinien der höchsten Brechungsindizes der Linse, bei Akkommodation relativ mehr verkürzt werden als die der größten Isoindizialflächen, die die Isolinien der niederen Brechungsindizes darstellen.

GULLSTRAND (4a,4b) schreibt:

"Dieser Vorgang besteht darin, daß die in der Äquatorialebene liegenden Linsenteilchen sich bei Akkommodation in axialer Richtung umso mehr verschieben, je näher sie der Achse gelegen sind; ferner darin, daß sich die Anhaftungsstelle der Zonula an der vorderen Linsenfläche bei der Akkommodation in axialer Richtung bewegt. Dazu kommt, daß die Verschiebung der Linsenteilchen längs verschiedener Radien in verschiedenem Betrage stattfindet."

Eine Bestätigung der Theorien von HELMHOLTZ und GULLSTRAND ergab sich durch die Arbeiten von HESS. Er fand zusätzlich (6), daß bei Akkommodation nach Erschlaffen der Zonula die Linse der Gravidität folgend um 0,25 - 0,30 mm nach unten sinkt. Ferner zeigte er, daß die Linse in akkommodiertem Zustand bei

raschen, kurzen Augenbewegungen schlottert.

Ebenfalls im Sinne von HELMHOLTZ, GULLSTRAND und HESS sprachen sich in der Folgezeit ROHEN, MEESMANN, MONJE, PIPER und FINCHAM aus.

Aus den Reihen der Gegner dieser Theorien seien hier nur NICOLAI, STIEWE und TSCHERNING erwähnt.

TSCHERNING (11) bestreitet die Zunahme der Tiefe der vorderen Augenkammer in ihrem peripheren Teil bei Akkommodation. Ferner meint er, daß die äußere Formänderung der Linse bei Akkommodation nicht nur, wie HELMHOLTZ sagt, durch die Erschlaffung der Zonula bedingt sei, sondern auch dadurch, daß der Ziliarmuskel bei Kontraktion den hinteren Teil des Ciliarkörpers und den vorderen Teil der Uvea nach vorne ziehe; dadurch werde auch der periphere Teil des Glaskörpers mit nach vorne genommen, was einen Druck auf die peripheren Teile der Linsenhinterfläche zur Folge habe. Dadurch wiederum werde eine stärkere Wölbung der mittleren Teile der Linsenhinterfläche verursacht.

Die Vorwärtsbewegung der Aderhaut bei Akkommodation wurde bestätigt von HENSEN und VOELKERS.

PFLUGK erklärte die Akkommodation ähnlich wie TSCHERNING durch Druck des Glaskörpers auf die Linse. Diese Theorie wurde fortgeführt von PAU, der den Druck durch eine veränderte Durchblutung im Ciliarkörper und im Aderhautschwamm zurückführte.

TSCHERNING fand bei seinen Versuchen, daß die sphärische Aberration während der Akkommodation abnimmt und jenseits von 2,9 dptr negativ wird, das heißt, daß der Fokus der Randstrahlen hinter dem der zentralen Strahlen liegt. Er zog daraus den Schluß, daß sich die Krümmungsradien der Linsenflächen nicht, wie HELMHOLTZ annahm, an allen Stellen gleichmäßig ändern, sondern daß bei Akkommodation eine konoidale Verformung des axialen Teiles der Linsenvorderfläche stattfindet.

Diese Annahme wurde von PFLUGK und 1949 und 1956 durch KOOMEN und IWANOFF bestätigt.

FINCHAM erklärte diesen Lenticonus dadurch, daß die Linsenkapsel in ihrem zentralen Teil dünner ist als peripher und deshalb bei Akkommodation zentral eine stärkere Verdrängung und damit Verformung erleidet als peripher.

Das Gros der modernen Autoren neigt der Ansicht von HELMHOLTZ und GULLSTRAND zu. Besonders FINCHAM (1) bestätigte durch seine Versuche (Auswertung von Photographien der PURKINJE-SANSONSchen Spiegelbildchen) die Vorgänge im Bereich der Linsenvorderfläche.

Für den Bereich der Linsenhinterfläche gehen die Meinungen etwas auseinander. Die Angaben über die Verkleinerung des Krümmungsradius der Linsenhinterfläche bei Akkommodation schwanken etwa zwischen 8 und 24 Prozent. Alle Autoren sind aber der Auffassung, daß sich die Linsenhinterfläche bei Akkommodation weniger ändert als die Linsenvorderfläche.

FINCHAM erklärt dies dadurch, daß die Linsen-Hinterkapsel wegen ihrer geringen Dicke ständig völlig ausgespannt sei; deshalb und wegen ihrer Zartheit wirke sie nicht deformierend auf die Linsensubstanz. Außerdem müsse sich ein gleichmäßiger Zonulazug auf die Linsenvorderfläche stärker auswirken als auf die Linsenhinterfläche, da die Vorderfläche kleiner ist als die Hinterfläche.

STUHLMANN erklärt das unterschiedliche Verhalten der beiden Linsenflächen dadurch, daß die Spannung der zur Linsenhinterfläche ziehenden Zonulafasern aufgrund ihres besonderen Verlaufes bei Akkommodation kaum beeinflusst werde.

ALPERN dagegen sieht den Grund in einem günstigeren Angriffswinkel der Zonulafasern an der Linsenvorderfläche im Gegensatz zur Linsenhinterfläche.

HELMHOLTZ führt wiederum andere Gründe an (siehe Seite 4), ebenso eine Reihe weiterer Autoren, doch dies möge genügen, um zu verdeutlichen, daß die Vorgänge bei Akkommodation im Bereich der Linsenhinterfläche noch weitgehend ungeklärt sind.

GULLSTRAND erwarb sich noch ein weiteres bedeutsames Verdienst für die Erforschung des Augeninneren: in Zusammenarbeit mit der Firma ZEISS entwickelte er seine Spaltlampe. Es gelang allerdings erst THIEL 1930, das Spaltlampenbild auch photographisch festzuhalten. Seine Bilder waren aber qualitativ nur wenig befriedigend, da er nur niedrigempfindliches Aufnahmematerial zur Verfügung hatte.

Die ersten, für Messzwecke brauchbaren Aufnahmen gelangen 1940 GOLDMANN (3). Er stand folgendem Problem gegenüber: Um genügend scharfe Bilder zu erreichen, ist man gezwungen, mit geringen Spaltbreiten zu arbeiten (um $1/10 \text{ mm}$). Dadurch aber wird das Spaltlampenbild relativ lichtschwach; da gleichzeitig auch die aufzunehmenden Einzelheiten von Natur aus ebenfalls sehr lichtschwach sind, muß man mit großen Objektivaperturen des Aufnahmeapparates arbeiten. Dadurch wiederum ergibt sich eine sehr geringe Schärfentiefe der Bilder. Um dennoch den ganzen Bereich der Linse scharf darzustellen, bediente sich GOLDMANN folgender Methode:

Zwischen dem Bild der Spaltlampe und dem Aufnahmematerial befindet sich eine Platte mit einem Schlitz von 0,3 mm Breite. Die Bewegungen des Spaltlampen-Beleuchtungsarmes sind mechanisch mit dieser Platte gekoppelt. Damit wird erreicht, daß vor dem Schlitz immer der fokale Teil des Beleuchtungsbüscheles liegt, also hinter dem Schlitz immer ein scharfes Bild entsteht. Der fokale Teil des Beleuchtungsbüscheles wird mit konstanter Geschwindigkeit von der Cornea zur Linsenhinterfläche und damit gekoppelt der Schlitz von einer Seite der Negativplatte zur anderen geführt. Bei richtiger Einstellung von Schlitzbreite und Geschwindigkeit seiner Bewegung ergibt sich die erforderliche Belichtungszeit der Negative.

In der Folgezeit wurden von verschiedenen Autoren - es sei hier nur STEPANIK genannt - Versuche unternommen, ohne die Methode von GOLDMANN brauchbare Bilder zu erzielen. Diese Versuche laufen alle darauf hinaus, mittels stärkerer Beleuchtungsquellen (besonders Xenonlampen) und stärkerer Elektronenblitze die Objektivapertur kleiner zu halten und damit eine größere Scharfentiefe zu erreichen.

NIESEL (8b) erreichte 1966 die erforderliche Schärfentiefe dadurch, daß er die Aufnahmen nach dem SCHEIMPFLUGschen Prinzip durchführte. Dieses Prinzip besagt, daß die gesamte Objektebene dann scharf abgebildet wird, wenn sie gegenüber der Objektivebene und der Bildebene derart geneigt ist, daß sich Objektebene, Objektivebene und Bildebene in einer Geraden schneiden. NIESEL baute seine Apparatur so, daß sich Objektebene und Bildebene in der Objektivhauptebene schneiden. In der Praxis verwandte er dazu KODAPAK - Wechselkassetten, deren Negativführung er gegenüber dem Rahmen um einen bestimmten Winkel kippete.

Die Reproduktion des Linsenortes erreichte NIESEL dadurch, daß er den Linsenort mit Hilfe der Cornea definierte (8a): "Nach Fixierung der Augenstellung durch ein Fixierlicht an der Spaltlampe wird das Hornhautspiegelbild der Spaltlampe durch einen schmalen Stab, dessen Lage reproduzierbar einstellbar ist, für eines der beiden Mikroskopobjektive abgedeckt. Da der Abstand Auge - Photoobjektiv durch die nötige Einstellung auf Scharfe bestimmt ist, ist damit auch die Lage des Spaltes in der Linse definiert. Die Stellung des Abdeckstabes wird durch ein kleines Gerät mit Mikrometerschraube definiert." Zum Aufsuchen des Linsenortes führt man "das Spaltlicht von einer Seite her solange über die Linse hinweg, bis das Hornhautspiegelbild eben verschwindet."

GOLDMANN und NIESEL untersuchten aber nicht wie KOCH und FISCHER die akkommodativen Veränderungen der Diskontinuitätszonen, sondern sie benutzten ihre Apparaturen nur zur exakten Erfassung pathologischer Linsenveränderungen.

Es bleibt noch abzuwarten, wie sich die Spaltlampenphotographie in der Zukunft entwickeln wird, besonders im Hinblick auf eine Verfilmung des Spaltlampenbildes. Erste Ansätze dazu liegen bereits vor.

Die vorliegende Arbeit will, wie bereits kurz erwähnt, die Möglichkeit und vor allem die Aussagekraft und damit Beweiskraft quantitativer Auswertungen von Spaltlampenphotographien des lebenden menschlichen Auges prüfen. Diese Kenntnis ist unbedingt notwendig, wenn man entscheiden will, ob ein bestimmtes Resultat einem tatsächlichen Vorgang entspricht, oder ob nur ein methodischer Fehler ein Ergebnis vortauscht.

Dazu waren folgende Fragen zu klären:

- 1a Welches Verhältnis besteht zwischen scheinbarem, auf dem photographischen Bild des optischen Schnittes der Spaltlampe gemessenen Radius der brechenden Trennflächen der Linse und
- 1b welches verhältnis besteht zwischen ihrem scheinbaren Ort und den entsprechenden tatsächlichen werten bei verschiedenen Akkommodationszuständen.

Zur Klärung dieser Fragen kommt nur der Modellversuch in Betracht, da nur am Modell tatsächlicher Radius und Ort einer Trennfläche exakt bekannt sind.

Um sowohl bei verschiedenen Versuchspersonen als auch am Modell für jede Versuchsreihe gleiche Bedingungen zu gewährleisten, waren vorher noch zwei weitere Fragen zu beantworten:

2. Welche Methode ermöglicht es, a) einen beliebigen optischen Schnitt des Auges b) bei einem beliebigen Akkommodationszustand möglichst fehlerfrei zu reproduzieren ?
3. Wie kann der ganze Bereich der Linse für Messzwecke genügend scharf und gleichzeitig lichtstark dargestellt werden, sodaß nicht nur an der Linsen kapsel, sondern auch an anderen Diskontinuitätszonen einschließlich der Embryonalkernzonen Messungen vorgenommen werden können ?

3 Eigene Untersuchungen.31 Beschreibung der bei den Versuchen angewandten Geräte.311 Spaltlampe.

Bei den Versuchen kam eine Spaltlampe der Firma ZEISS mit der Seriennummer 15470 zur Anwendung. Folgende Geräte waren zusätzlich angebracht:

<u>Aufnahmekamera:</u>	ZEISS CONTAREX Kleinbildkamera				
<u>Aufnahmeobjektive:</u>	ZEISS Spezialobjektive für die Spaltlampe				
	125/1 X	Bl. 11 - 90	und		
	125/2 X	Bl. 22 - 90			
<u>Aufnahmebeleuchtung:</u>	Elektronenblitzanlage der Firma METZ mit 720 Wsec Blitzleistung.				
<u>Aufnahmedaten:</u>					
Photoblende:	11	für lebendes Auge und	Objektiv	1 X	
	22	" " " "	" "	2 X	
	22	für Modellauge	" "	2 X	
Spaltblende:	5	für lebendes Auge und	Objektiv	1 X	
	9	" " " "	" "	2 X	
	1	für Modellauge	" "	2 X	
Spaltbreite:	1/10	mm			
Spalthöhe:	8	mm			
Belichtungszeit:	1/60	sec (entsprechend dem Schlitzverschluß der CONTAREX und dem Elektronenblitz)			
Aufnahmewinkel:	= 30 Grad	und 37 Grad			
Beleuchtungswinkel:	= ca. 30,7 Grad				

Als Mydriaticum fanden VERITOL-Augentropfen der Firma KNOLL Anwendung.

Der Beleuchtungswinkel β ergab sich bei den Versuchen zwangsläufig aus den Abmessungen der Geräte (siehe Seite 21). Der Aufnahmewinkel α dagegen mußte reproduziert werden. Dies geschah dadurch, daß die beiden Schenkel dieses Winkels, das heißt die Aufnahmerichtung und die Blickrichtung der Versuchsperson = Richtung der Optischen Achse O des Optometers (siehe Abb. 12) gegenüber einer Senkrechten zur Kopfstütze der Spaltlampe definiert wurden. (Die an der Spaltlampe vorhandene Skala zur Einstellung des Aufnahmewinkels war dem Verfasser nicht exakt genug.)

Dazu wurden an der Spaltlampe zwei kleine Ergänzungen angebracht:



Abb. 2

Zusatzskala zur Einstellung der Aufnahmerichtung.
Erklärung siehe Text.

1. An der gemeinsamen Säule S von Beobachtungs- und Beleuchtungsarm wurde ein 10 cm langer Zeiger Z angebracht.

Die dazugehörige Skala SK wurde auf dem Holm aufgetragen, auf dem diese Säule steht.

Die Eichung (in Grad) spielt bei den zu beschreibenden Versuchen keine Rolle (nur bei Vorversuchen wesentlich), es kommt nur darauf an, einen bestimmten Skalenwert immer wieder einzustellen. Mit Hilfe dieser Einrichtung wird die Aufnahmerichtung festgelegt (s.S. 21).

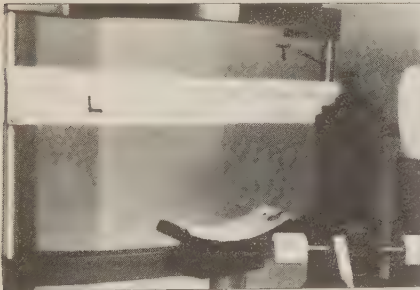


Abb. 3

Zusatzskala zur Einstellung der Blickrichtung der Versuchsperson (= Richtung der Achse O).
Erklärung siehe Text.

2. An einem 30 cm langen Lineal L wurden zwei einfache Metallklammern derart befestigt, daß das Lineal mit einem Griff auf die beiden Tragsäulen T der Kopfstütze geklemmt werden kann.

Diese Einrichtung dient als Skala (Zeiger ist der Strahlengang des Optometers) für die Einstellung der Blickrichtung der Versuchsperson = Richtung der optischen Achse O des Optometers.

Aus den beiden Richtungen ergibt sich, wie bereits erwähnt, der Aufnahmewinkel α (siehe auch Abb. 12)

312 Negativmaterial, Entwicklung.

Als Aufnahmematerial kam bei allen Versuchen der Kleinbild-Schwarzweissfilm AGFA ISOPAN RECORD zur Anwendung, der eine Empfindlichkeit von $29 - 32/10^0$ Din besitzt. Dieser Film liefert zwar relativ grobkörnige Negative, dafür aber bringt er aufgrund seiner um $3/10^0$ Din höheren Empfindlichkeit gegenüber anderen hochempfindlichen Filmen besonders die lichtschwachen Embryonalkernzonen deutlicher als diese.

(Auf einem Teil der Aufnahmen sind sogar die Ansätze der Linsenfasern an die hintere Embryonalnaht zu sehen!)

Zur optimalen Ausbeute seiner Empfindlichkeit wurde der Film folgendermaßen entwickelt:

<u>Entwickler:</u>	TETENAL ULTRAFIN flüssig Lösung 1+5 Entwicklermenge: 200 ccm
<u>Entwicklungszeit:</u>	20 - 25 Minuten bei 20° C (ständig bewegt!) = 200 - 250 % der normalen Entwicklungszeit.

313 Optometer.

Als wesentlichstes Zusatzgerät fand bei den Versuchen ein Handoptometer nach SCHÖBER (10) der Firma RODENSTOCK Anwendung. Es hatte vier Funktionen zu erfüllen:

- Einstellung eines beliebigen Akkommodationszustandes der Linse.
- Festlegung der Blickrichtung der Versuchsperson.
- Reproduktion des Linsenortes mit Hilfe seines Hornhautspiegelbildchens.
- Das Hornhaut-Spiegelbildchen dient als Bezugspunkt für die Einstellung des Abstandes Hornhaut und Linse - Spaltlampe bei der fraktionierten Photographie des Spaltlampenbildes.

Das Optometer funktioniert nach dem Prinzip des telezentrischen Strahlenganges, das heißt, ein Projektionszentrum, in diesem Falle das dingsseitige, ist ins Unendliche verlegt.

SIEBECK (9) schreibt:

"Die Abbildung des Projektionszentrums gibt die Möglichkeit, die 'natürliche' Perspektive aufzuheben oder umzukehren. Unter 'natürlicher' Perspektive verstehen wir dabei die Perspektive, wie sie durch einfache Zentralprojektion vermittelt wird und wie sie praktisch auch im menschlichen Auge verwirklicht ist. Auch beim Photoapparat, bei dem Ein- und Austrittspupille innerhalb des abbildenden Systems gelegen sind, wird eine natürliche Perspektive vermittelt.

Man kann die Aperturblende aber auch so legen, daß sie in den einen Brennpunkt eines Linsensystems (bzw. einer Linse) zu liegen kommt. Dann liegt, falls die Aperturblende auf der Bildseite angenommen wird, das dingsseitige Projektionszentrum im Unendlichen, man hat also eine Parallelstrahlenprojektion durchgeführt und damit die bei der 'natürlichen' Zentralperspektive auftretende Verkleinerung ferner Gegenstände aufgehoben.

Man bezeichnet diese Art der Projektion als telezentrische Perspektive."

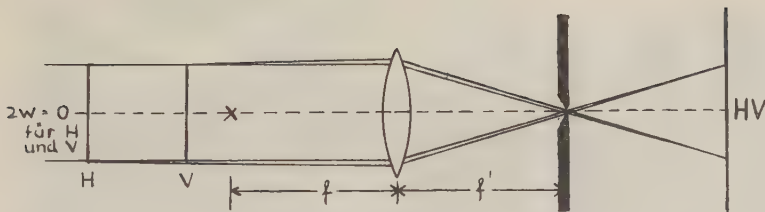


Abb. 4

Telezentrischer Strahlengang (nach SIEBECK, (9)).

Die Blende wird in den bildseitigen Brennpunkt geschoben. Dadurch wird das dingseitige Projektionszentrum (die Mitte der Eintrittspupille) links ins Unendliche geschoben, die beiden Bilder von H und V werden auf der Mattscheibe gleich groß.

"Die Arbeitsweise" des Optometers "entspricht der auch in der technischen Optik geübten und schon bei anderen ophthalmologischen Geräten erfolgreich benutzten Methode, den Refraktionswert durch Veränderung des Objektstandes (Test) festzustellen. Als Test dient ... eine Reihe von Optotypen (Ziffern und Buchstaben) in drei verschiedenen Größen." (SCHÖBER, (10))

Praktisch ist das Gerät so gebaut, daß sich zwischen Auge und Testfigur - eine beleuchtete Scheibe mit Zahlen- und Buchstabengruppen und nachträglich eingezeichnetem Fadenkreuz (siehe Abb. 5 und 6) - eine Sammellinse mit $+12,5$ dptr befindet. Der Abstand Testfigur - Optometerlinse ist nun gleich in dptr Brechkraftänderung geeicht.

Null dptr bedeutet, daß ein emmetropen Proband die Testscheibe in dieser Stellung dann scharf sieht, wenn er entakkommodiert ist. Um einen bestimmten Akkommodationszustand der Versuchsperson zu erreichen, stellt man an der Skala den gewünschten Wert, z.B. -6 dptr ein und fordert dann die Versuchsperson auf, die Scheibe bzw. die Zahlen und Buchstaben zu fixieren.

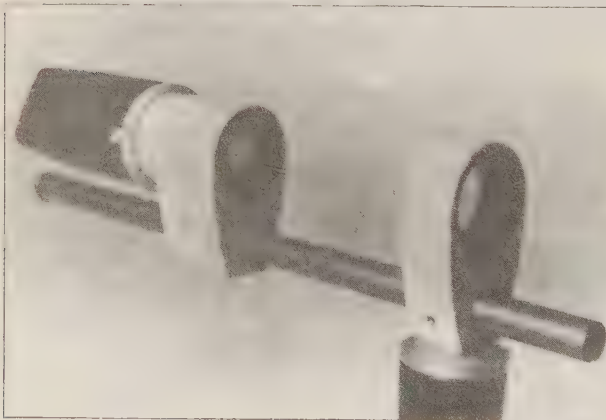
Mittels eines speziell dafür gebauten Statives wurde das Optometer so auf die Spaltlampe aufgesetzt, daß sich seine optische Achse O genau in gleicher Höhe befindet wie die optischen Achsen von Beleuchtungs- und Beobachtungsarm und der vordere Brennpunkt etwa in der gemeinsamen Drehachse dieser Arme liegt. (Siehe Abb. 5,6,7)

Wegen der räumlichen Ausdehnung der Geräte ist nur ein minimaler Beleuchtungswinkel β von $30,7$ Grad möglich. Dieser Winkel entsteht dann, wenn man Beleuchtungsarm und Optometer eng aneinander anlegt. Größere Winkel können eingestellt werden, wurden aber in den Versuchen nicht verwandt.

**Abb. 5****Optometer**

Das Optometer ist auf einem Stativ montiert, das zur Befestigung an der Spaltlampe dient.

Der auf der Abb. an der Unterseite des Statives sichtbare Zapfen Z wird in die Bohrung der gemeinsamen Tragsäule von Beobachtungs- und Beleuchtungsarm gesteckt. Mittels der Schraube S kann eine beliebige Stellung des Optometers = Blickrichtung der Versuchsperson fixiert werden.

**Abb. 6****Optometer**

Im vorderen Teil ist eine Linse von $-12,5$ dptr gefasst, durch welche der Proband auf die beleuchtete Objektscheibe im hinteren Teil des Gerätes blickt. Die waagrechte Skala ist von $+10$ bis -10 dptr linear geeicht.

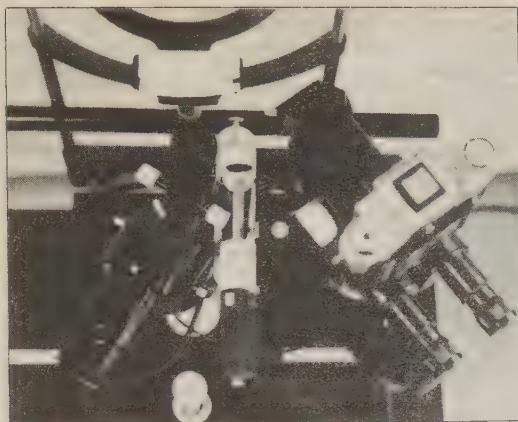


Abb. 7

Spaltlampe mit Optometer.

Man erkennt deutlich das Optometer zwischen Beleuchtungs- und Beobachtungsarm. Die Stellung der Geräte entspricht der Aufnahmestellung.

314 Modellauge.

3141 Theoretische Erläuterungen.

Wertet man Spaltlampenphotographien aus, so muß man sich darüber im Klaren sein, daß die gewonnenen Werte nicht den tatsächlichen Werten des Originals entsprechen. Sie stellen vielmehr nur scheinbare Werte dar, die dadurch zustandekommen, daß 1. alle Größen durch den Winkel zwischen Beleuchtungs- und Beobachtungsrichtung in Schrägprojektion dargestellt werden und 2. alle Größen durch das optische System des Auges hindurch abgebildet und infolgedessen verzerrt werden.

Punkt 1 läßt sich leicht mathematisch eliminieren, zu Punkt 2 allerdings ist zu sagen, daß eine Berechnung der Krümmungsradien aus den scheinbaren Werten rechnerisch kaum durchführbar ist.

Um dennoch herauszufinden, in welchem Verhältnis zueinander scheinbare und tatsächliche Größen von Ort und Radius einer Trennfläche stehen, wurde ein Modell des schematischen Auges von GULLSTRAND gebaut, dessen tatsächliche Werte exakt bekannt sind.

Die dazugehörigen scheinbaren Werte erhält man durch Spaltlampenbilder des Modellauges.

Einem solchen Modell sind allerdings Grenzen gesetzt, denn es gibt kein formbares, durchsichtiges Material, das einen so niedrigen Brechungsindex hat wie die Cornea.

Ein natürliches Cornea-Präparat zu benutzen, erschien nicht günstig, da es sehr schwierig ist, sie ohne Beschädigung zu befestigen. Außerdem ist ein solches Präparat nicht geeignet für längerdauernde Versuche. Dies könnte zwar durch Auswechseln des Präparates gegen ein anderes ausgeglichen werden, aber dann bestünde jedesmal wieder das

Problem, die Cornea verzugfrei (sonst Änderung des Radius) und zentriert gegenüber der Linse am Modell anzubringen. Ähnliches gilt für die Linse selbst: Es ist aufgrund des unerhört komplizierten anatomischen Aufbaues unmöglich, sie im Modell genau zu imitieren. Der Verfasser versuchte zwar, lebende Linsen (von frisch geschlachteten Schweinen) zu verwenden, aber dieser Versuch scheiterte stets daran, daß die Linsen kurz nach dem Herauspräparieren aufgrund ihrer eigenen Schwere asymmetrische Formen annahmen. Dies wäre zwar vielleicht zu verhindern, wenn man die Linsen sofort in eine physiologische Kochsalzlösung einbrächte, aber es bestünde dennoch die Gefahr, daß sie während der Versuche ihre Form änderten. Desgleichen wäre es außerordentlich schwierig, sie in eine der Akkommodation entsprechende Form zu bringen. Es erschien dem Verfasser daher zweckmäßig, das Modell aus künstlichen Linsen aufzubauen. Trotz dieser Vereinfachungen erlaubt es ein solches Modell, durch Variation der einzelnen Größen (verschiedene Linsenarten und verschiedene Kammerwasser-Brechungsindices), experimentell zu prüfen, wie sich eine Fläche von bekanntem Ort und Krümmungsradius nach mehrfacher Brechung an Trennflächen von ebenfalls bekanntem Ort und Radius im optischen Schnitt der Spaltlampenphotos darstellt.

3142 Praktische Ausführung des optischen Teils.

Im Versuch fanden Kunststoff-Kontaktlinsen der Firma TITMUS EUROCON, Aschaffenburg, Anwendung.

Die Cornea wurde durch eine Kontaktlinse dargestellt, während die Linsen aus je zwei Kontaktlinsen hergestellt wurden:

Nachdem die Haftschalen, die ebenso wie die Modell-Cornea eine Brechkraft von Null dptr besitzen, wie in der nebenstehenden



Skizze auf einen bestimmten Durchmesser mit gerader Kante abgeschliffen sind, wird in radialer Richtung eine ca. 0,5mm tiefe Kerbe in den Rand gefeilt.

Nun wird der Rand dünn mit dem Klebstoff UHU-hart eingestrichen und je zwei zusammengehörige Kontaktlinsen

in der Weise zusammengefügt, daß ein Hohlkörper von der Form der Augenlinse entsteht.

Dabei ist darauf zu achten, daß die beiden Kerben aufeinander zu liegen kommen, sodaß ein Loch zum Inneren der Linse entsteht. Die Linse hat bis dahin noch keine Brechkraft; sie wird nun mit Hilfe einer Injektionspritze mit einer Flüssigkeit vom Brechungsindex 1,42 gefüllt. Sodann wird als Abschluß das Loch mit einem kleinen Tropfen UHU-hart wasserdicht verschlossen.

Da die Dicke der einzelnen Kontaktlinsen nur 0,15 mm beträgt, kann der Einfluß des um 0,072 gegenüber der Füllflüssigkeit höheren Brechungsindex ihres Materials auf den Gesamtbrechungsindex der Linse vernachlässigt werden.

Die fertigen Linsen haben also einen Brechungsindex von 1,42. Selbst wenn dieser Wert nicht genau stimmen sollte, so hat dies keine praktische Bedeutung, da der Wert von 1,42 sowieso nur einen

Näherungswert darstellt. (Siehe unten)

Als Bemessungsgrundlage für die Maße des Modells diente das schematische Auge GULLSTRANDs (siehe Tab. 1 und (4b)).

Tab. 2

Verschiedene in der Literatur für den Gesamtbrechungsindex der Linse genannte Werte. (Zusammenfassung aus (6))

HEINE	1,4250 - 1,4300
HELMHOLTZ	1,4371
MATTHIESEN	1,4384 - 1,4371
STADFELDT	1,4352
TREUTLER	1,4251
TSCHERNING	1,4100 - 1,4200
WOINOW	1,4411 - 1,4362
YOUNG	1,4359
GULLSTRAND	1,3860

Eine Ausnahme davon macht der Gesamtbrechungsindex der Linse.

GULLSTRAND gibt den verhältnismäßig niedrigen Wert von 1,386 an, während alle anderen Autoren Werte zwischen 1,41 und 1,44 nennen. Es erschien dem Verfasser daher gerechtfertigt, den auch in neueren Lehrbüchern genannten mittleren Wert von 1,42 zu verwenden. Dieser Wert wurde sowohl für die entakkommodierte als auch für die akkommodierte Linse übernommen. Die Meinung einiger Autoren, nach der sich der Brechungsindex der Linse bei Akkommodation erhöhen soll, blieb unberücksichtigt. (Der scheinbare Radius würde dadurch auch nur unwesentlich größer; siehe auch 332)

Es ergeben sich also für das Modell die Maße der Tabelle 3.

Tab. 3

Die Maße des Modellauges.

<u>Brechungsindizes</u>	entakkommodiert	12 dptr Akkommodation
Cornea	1,4920	1,4920
Linsekapsel	1,4920	1,4920
Linsefüllung =	1,4200	1,4200 =
Gesamtbrechungsindex der Linse	50,0 % Rohrzuckerlösung in Aqua dest (13)	
Kammerwasser	1,3365 =	1,3365 =
	2,4 % Rohrzuckerlösung in Aqua dest (13)	
<u>Orte</u>		
Corneavorderfläche	0,00	0,00
Corneahinterfläche	0,15	0,15
Linse vorderfläche	2,8 - 3,6 - 4,6	2,2 - 3,2 - 4,2
Linse hinterfläche	6,4 - 7,2 - 8,2	6,2 - 7,2 - 8,2
<u>Radien</u>		
Corneavorderfläche	7,70	7,70
Corneahinterfläche	7,70	7,70
Linse vorderfläche	10,00	5,33
Linse hinterfläche	6,00	5,33
<u>Durchmesser</u>		
Cornea	11,60	11,60
Linse	9,50	8,20

3143 Praktische Ausführung des mechanischen Teiles.

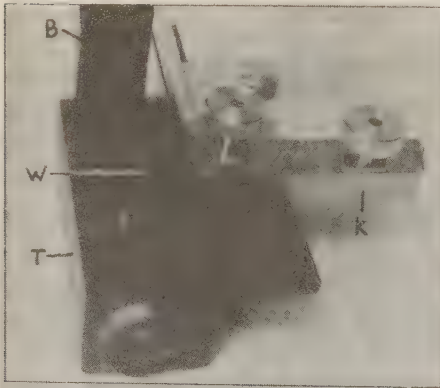
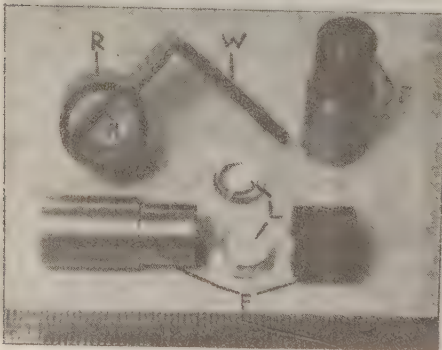


Abb. 8 und 9
Modellauge. Erklärung siehe Text.



Das Modell stellt im wesentlichen einen oben offenen Metalltrog T dar, der mit Hilfe eines T-förmigen Metallbügels B anstelle der Kopfstütze an der Spaltlampe angeschraubt werden kann.

Die Cornea ist an der Vorderseite des Troges fest eingefasst.

Auf der linken Seite des Troges ist auf einem Eisenwinkel ein Mikroskopkreuztisch K Typ AK der Firma HERTEL & REUSS, Kassel befestigt.

Der rechte Objektglashalter wurde ganz entfernt, anstelle des linken Halters wurde ein L-förmiger Winkel W angeschraubt, an dessen freiem, senkrechten Schenkel ein Rohrstück R parallel zur Seitenwand des Troges angebracht ist.

Die Linsen L sind in einer zweiteiligen, auseinandernehmbaren Fassung F eingeklemmt, deren hinteres Ende sich genau in das erwähnte Rohrstück R einschieben lässt. Ein schmaler Anschlag A am hinteren Ende des Rohrstückes begrenzt den Anschlag der Linsenfassungen nach hinten.

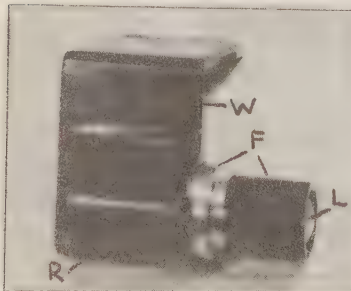
Abb. 10

Modellauge:

Halte Winkel W mit angesetztem Rohrstück R.

Eine Linsenfassung F ist in die Halterung hineingeschoben.

Vergleiche Abb. 8,9 und Text Seite 18.



Zentrierung der Linsen:

Die Linsen werden in horizontaler Lage in Bezug auf die Cornea zentriert, indem man sie mittels des einen Kreuztischarmes so verschiebt, daß sie bei frontaler Betrachtung des Modells genau in Corneamitte stehen (Beobachtung mit dem Spaltlampenmikroskop bei einem Beobachtungswinkel von Null Grad). Der bei dieser Stellung auf der entsprechenden Skala des Kreuztisches gefundene Wert wird während aller Versuche konstantgehalten. Eine Zentrierung in vertikaler Richtung ist bei entsprechend exakter Herstellung der Bauteile nicht erforderlich.

Eichung des Abstandes Cornea-Linsenvorderfläche:

Man hält an einer kleinen Haltevorrichtung einen ca. 1 mm starken, an seinen Enden entsprechend den Wölbungen von Cornea und Linsenvorderfläche zurechtgeschliffenen Stab bekannter Länge (im Versuch 14,0 mm) in der optischen Achse zwischen Cornea und Linsenscheitel. Sodann verringert man mittels des zweiten Kreuztischarmes den Abstand zwischen Cornea und Linsenvorderfläche vorsichtig so weit, bis sich der Stab eben nicht mehr bewegen läßt. Damit ist bekannt, welcher Skalenwert des Kreuztisches einem Abstandswert Cornea-Linsenvorderfläche von der Länge des Stabes (14 mm) entspricht. Zwischenwerte lassen sich daraus interpolieren. Der Abstand Cornea-Linsenhinterfläche folgt aus dem Abstand Cornea-Linsenvorderfläche und der Linsendicke.

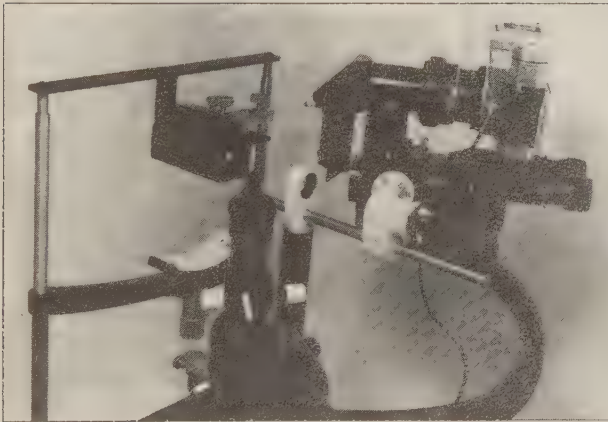


Abb. 11

Spaltlampe mit Optometer und Modellauge.

Es ist deutlich zu erkennen, wie das Modellauge anstelle der Kopfstütze angeschraubt ist.

Die Stellung der Geräte entspricht der Aufnahmestellung.

Die Zentrierung stimmt für alle Linsen, während der Abstand der Trennflächen von der Cornea für jede Linse geeicht werden muß, da die Abmessungen der Linsenfassungen wegen der verschiedenen Form und Größe der einzelnen Linsen voneinander abweichen.

Füllt man nun das Modell mit "Kammerwasser", so wird die Linse von beiden Seiten von der Flüssigkeit umspült (die hinter der Linse liegende Flüssigkeitsschicht ersetzt das corpus vitreum). Das Auswechseln der Linsen kann am gefüllten Modell geschehen: Man dreht die Linsenhalterung so weit nach hinten, bis die Linsenfassung von oben her mit einer Pinzette gefasst und aus der Halterung herausgezogen werden kann. Dann setzt man die andere Fassung ein und dreht die neue Linse wieder bis zum gewünschten Abstandswert nach vorne.

315 Auswertegeräte

Die im Versuch gewonnenen Spaltlampenbilder wurden mit einem Kleinbildprojektor ca. 64-fach vergrößert und auf einer Leinwand ausgemessen.

Zur Anwendung kam der Projektor ADOX - 800 M mit Niedervoltlampe 12 V/ 100 W.

Die sehr gute Kühlung dieses Gerätes ermöglichte zusammen mit der Niedervoltlampe die für die Auswertung der Bilder erforderliche lange Verweildauer der Negative im Projektionsraum (1/2 - 1 h), ohne daß diese hitzegeschädigt wurden.

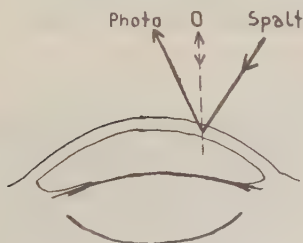
32 Methoden.321 Methode zur Reproduktion der Winkleinstellungen an der Spaltlampe.

Während der Versuche muß der Aufnahmewinkel α und der Beleuchtungswinkel β konstantgehalten werden.

β wurde nicht gesondert eingestellt. Er war definiert als der kleinstmögliche Beleuchtungswinkel, der dadurch entsteht, daß Optometer und Beleuchtungsarm aneinander angelegt werden.

β beträgt dabei ca. 30,7 Grad.

Diese Einstellung ist praktisch fehlerfrei möglich, und bleibt während aller Versuche gleich.



Der Winkel α dagegen war nicht in allen Versuchen gleich (30 und 37 Grad), er muß deshalb vor jedem Versuch neu eingestellt werden.

α ist durch die Richtung seiner beiden Schenkel (Aufnahmerichtung und Blickrichtung des Probanden = Richtung der optischen Achse O des Optometers) definiert.

Abb. 12

Darstellung der Winkel α und β .
Erklärung siehe Text.

3211 Erstmalige Festlegung von α .

Durch Vorversuche ermittelt man die günstigste Stellung von Beobachtungs-, Beleuchtungsarm und Optometer, wobei O annähernd senkrecht zur Kopfstütze der Spaltlampe stehen soll. (Der Proband kann dann leichter akkomodieren als wenn er schräg blicken muß)

Dann markiert man (ohne die Stellung der Geräte zu verändern !) aufnahmerichtung und O;

Die Aufnahmerichtung ist durch die Stellung des Zeigers auf Skala 1 (siehe Seite 11, Abb. 2) definiert.

O: Man vergrößert den Abstand Kopfstütze-Spaltlampentisch bis zur dritten Marke M (siehe Abb.13), stellt das Optometer auf +7,5 dptr und setzt die Skala 2 (siehe Abb.3) so auf die Tragsäulen der Kopfstütze auf, daß das Optometertestbild auf der Skala sichtbar wird. Dann markiert man die Stellung A des Testbild-Fadenkreuzes auf der Skala (Stellung der Geräte dabei siehe Abb. 14).

Nun schwenkt man (ohne die Stellung des Beobachtungsarmes zu

verändern !) das Optometer so lange in Richtung Beobachtungsarm, bis die beiden Geräte aneinander anliegen. (Stellung der Geräte dabei siehe Abb. 15) Die Stellung B des Fadenkreuzes wird wiederum markiert.

Durch die beiden Marken A und B ist O definiert.

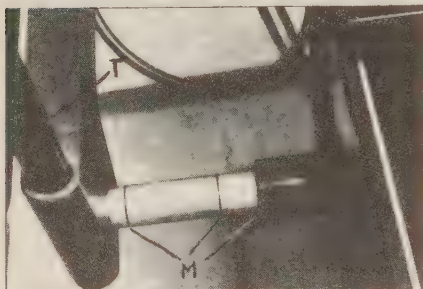


Abb. 13

Die Abbildung zeigt einen Ausschnitt von der Hinterseite des Spallampentisches. Man erkennt die eine Tragsäule T der Kopfstütze und eine Führungssäule mit den drei Marken M.

Bei der Einstellung von O muß die Kopfstütze wie auf dem Bild bis zur 3. Marke M herausgedreht werden. (s.S.21)

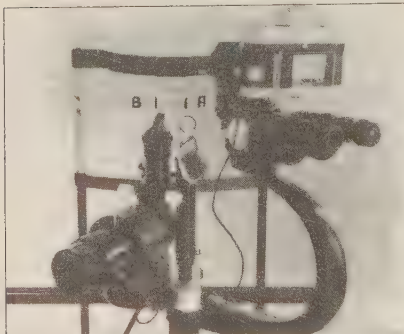


Abb. 14

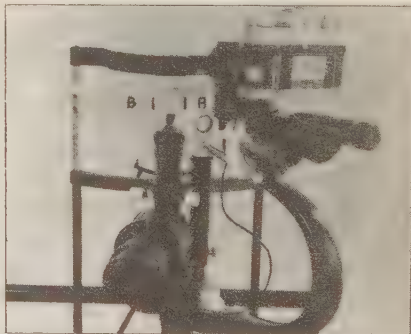


Abb. 15

Die beiden Abbildungen zeigen die zwei Stellungen der Spalllampenarme bei der Einstellung von O (=Richtung der optischen Achse O des Optometers = Blickrichtung der Versuchsperson.)

Die Abb. 14 entspricht gleichzeitig der Aufnahmestellung der Spalllampenarme und des Optometers. (vergl. Text Seite 21)

3212 Reproduktion von α .

Man stellt auf Skala 1 (Abb. 2) den betreffenden Wert ein (damit ist die Aufnahmerichtung wieder eingestellt), vergrößert wie beschrieben den Abstand der Kopfstütze, stellt das Optometer auf +7,5 dptr, setzt Skala 2 auf (Abb.3,14,15) und legt Optometer und Beobachtungsarm aneinander an.

Sodann verschiebt man den gesamten Aufsatz der Spalllampe (Beobachtungs-, Beleuchtungsarm und Optometer) so weit seitlich, bis das Fadenkreuz des Optometer-Testbildes auf Marke B der Skala 2 steht. Schwenkt man nun (ohne die Stellung des Beobachtungsarmes zu verändern !) Optometer + Beleuchtungsarm so weit, bis das Fadenkreuz auf Marke A steht, so ist die Aufnahmestellung wieder erreicht (Abb. 14) und somit auch α wieder eingestellt.

322 Methode zur Reproduktion des optischen Schnittes.

NIESEL (8a) erwähnte in einer seiner Arbeiten, daß es unter anderem möglich sei, den optischen Schnitt durch die Augenlinse dadurch zu reproduzieren, daß man das Hornhaut-Spiegelbildchen eines Zusatzlämpchens in eine bestimmte Stellung zum Schnittbild der Linse bringt. Ob er diese Methode in der Praxis anwandte, ist dem Verfasser nicht bekannt, da er in seinen späteren Versuchen nur eine andere Methode erwähnt. (Siehe 8a, 8b und Seite 8). Während NIESEL in seinem Vorschlag noch ein zweites Lämpchen für die Festlegung der Blickrichtung für notwendig hält, führt der Verfasser abweichend davon die Methode nur mit Hilfe eines Lämpchens = Optometer aus:

Die Versuchsperson blickt auf die beleuchtete Testscheibe des Optometers. Durch die Linse dieses Gerätes und die spiegelnde Fläche der Cornea entsteht ein scharfes, einen knappen Millimeter großes Bild der Testscheibe, in dem sogar Fadenkreuz und größere Buchstaben unter dem Spaltlampenmikroskop deutlich zu erkennen sind. Dieses Spiegelbildchen bleibt ebenso wie das Hornhautspiegelbildchen des Beleuchtungsbüschels bei kleineren seitlichen Bewegungen des ganzen Geräteaufsatzes der Spaltlampe praktisch am gleichen Ort stehen, es stellt also einen Fixpunkt dar, zu dem das optische Schnittbild der Linse in eine bestimmte räumliche Beziehung gesetzt wird. Der Linsenort ist damit durch seine Lage zur Cornea fest definiert.

Im Versuch wurde das Testbild-Spiegelbildchen in die Linsenmitte, das heißt ins zentrale Intervall, gestellt. (Vergleiche Abb. 16, 17, 18)

Der Linsenort kann auf diese Weise in wenigen Sekunden reproduziert werden.

Auf den Photographien ist das Testbild-Spiegelbildchen nicht mehr zu sehen. Zwar hebt es sich unter dem Spaltlampenmikroskop sehr gut vom Schnittbild ab das durch die Einstellbeleuchtung erzeugt wird, aber von der Aufnahmebeleuchtung (Elektronenblitz) wird es überstrahlt, da diese wesentlich lichtstärker ist. Es stört somit auch nicht bei Messungen in der Linsenmitte.

323 METHODE der fraktionierten Photographie des optischen Schnittbildes der Linse.

Um brauchbare, kontrastreiche Bilder des optischen Linsenschnittes zu erzielen, muß man mit relativ großen Aperturen im Beleuchtungs- und Aufnahmestrahlangang arbeiten. (Technische Daten siehe Seite ¹⁰) Dadurch aber wird die Schärfentiefe so gering, daß sie nicht mehr den gesamten Bereich des Linsenschnittbildes, das ja gegenüber der Objektivenebene geneigt ist, umfasst.

NIESEL (8a, 8b und Seite 8) glich dies dadurch aus, daß er die Aufnahmen nach dem SCHEIMPFLUGschen Prinzip durchführte. Dabei müssen aber die Aufnahmen beim Vergrößern der Papierbilder entzerrt werden.

Da der Verfasser bei der Auswertung der Aufnahmen keine Papier-Positive verwandte, sondern nur die Negative mit einem Projektor auf eine Leinwand vergrößerte (siehe 324), wäre es bei Anwendung der Methode nach NIESEL notwendig gewesen, nicht nur die Aufnahmekamera, sondern auch den Projektor entsprechend umzubauen. (Die Negativ- bzw. Bildbühne muß gegenüber der Objektivebene geneigt sein.) Dies wäre bei dem gedrängten Aufbau eines Kleinbildprojektor nur schwer durchzuführen. Außerdem müßte eine Vorrichtung vorhanden sein, mittels derer man den Winkel zwischen Leinwand- und Objektivebene exakt bestimmen und reproduzieren könnte (= eine weitere eventuelle Fehlerquelle für die Auswertung)

Es erschien dem Verfasser daher einfacher, eine andere, ebenso brauchbare Methode zu verwenden: die fraktionierte Photographie des Linsenschnittbildes; dies umso mehr, da sich das Optometer-Testbild als Bezugspunkt für die Einstellung anbot.

Das Linsenschnittbild wird dabei durch drei verschiedene Aufnahmen erfasst, bei denen jeweils die Linsenvorderfläche, -mitte und -hinterfläche scharf eingestellt ist.

Um bei mehreren Aufnahmen einer Art jeweils den gleichen Linsbereich scharf einzustellen - bei verschiedenem Schärf- bzw. Unscharfbereich wird der scheinbare Radius und Ort einer Trennfläche verschieden groß abgebildet, - geht man folgendermaßen vor:

Das linke Okular der Spaltlampe ist ein Messokular, das im Blickfeld eine waagrechte lineare Skala mit 90 Teilstrichen zeigt, von denen jeder 1/13 mm entspricht. Man verschiebt nun den ganzen Geräteaufsatz der Spaltlampe so weit in Beleuchtungsrichtung, bis sich ein bestimmter Teilstrich dieser Skala, der durch entsprechende Vorversuche festgestellt wurde, mit dem Fadenkreuz des Optometer-Spiegelbildchens deckt.

Im Versuch betragen diese Werte für die

Linsenvorderfläche :	Teilstrich	60
Linsenmitte :	"	40
Linsenhinterfläche :	"	20

Es gelingt aber praktisch nie, genau in Beleuchtungsrichtung zu verschieben, sodaß durch die Einstellung des Schärfbereiches der Linsenort wieder verstellt wird. Man muß deshalb mit beiden Händen Linsenort und Scharfbereich so gegeneinander einspielen, daß im Moment der Aufnahme das Optometer-Test-Spiegelbildchen im zentralen Intervall steht (siehe S. 23) und sich gleichzeitig der gewünschte Skalenteilstrich mit dem Fadenkreuz des Spiegelbildchens deckt.

Damit ist übrigens der Linsenort nicht nur in horizontaler, sondern auch in vertikaler Richtung definiert. Man kann mit dieser Methode also nicht nur eine Schnittebene durch die Linse, sondern auch die Lage eines bestimmten Punktes oder kleinen Fremdkörpers innerhalb der Linse exakt reproduzieren! Diese Einstellung ist besonders bei unruhigen Versuchspersonen anfangs nicht leicht, nach einiger Übung aber ohne Schwierigkeiten in wenigen Sekunden zu erreichen.

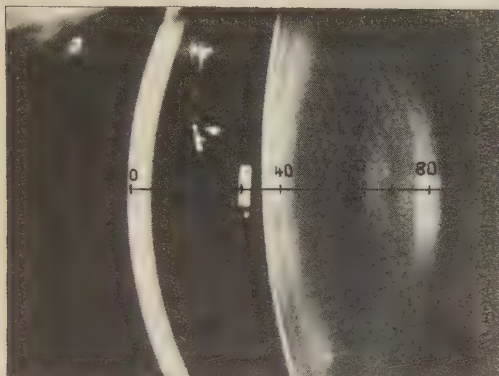


Abb. 16, 17, 18

Die Abbildungen zeigen Spaltlampenphotographien des menschlichen Auges. In die Bilder sind nachträglich das Optometer-Spiegelbildchen und die Skala des Messokulars eingezeichnet. (Vergleiche S. 24)

Abb. 16

Scharfeinstellung der Linsenvorderfläche
(= Teilstrich 60)

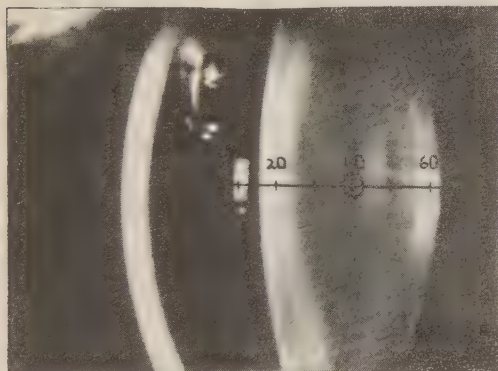


Abb. 17

Scharfeinstellung der Linsenmitte
(= Teilstrich 40)

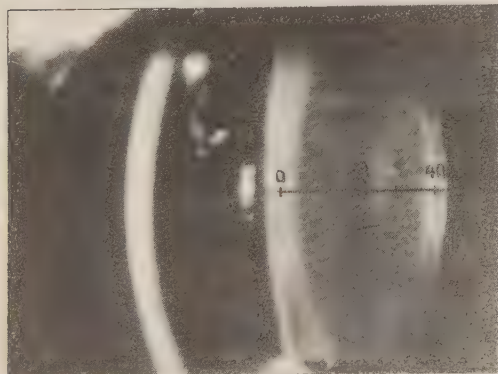


Abb. 18

Scharfeinstellung der Linsenhinterfläche
(= Teilstrich 20)

Die Abb. 16 - 18 zeigen die Linse in entakkommodiertem Zustand.

⊕ = Optometer-Test-Spiegelbildchen

324 Methode zur Auswertung der Bilder.

Zur Auswertung wurden die Negative (keine Dias!) mit einem Kleinbildprojektor (siehe Seite 20) ca. 63 - 65-fach linear vergrößert und auf der Leinwand ausgemessen.

Zwar werden durch die Vergrößerung die einzelnen Konturen unschärfer als auf einem kleinen Papierpositiv, aber die Messgenauigkeit ist trotzdem höher als bei kleinen Bildern, da die Ablesegenauigkeit eines Lineals zu gering ist, um den Schärfengewinn eines kleinen Bildes voll auszunutzen.

Um die Radien der verschiedenen Trennflächen zu bestimmen, wurde folgende Methode angewandt:

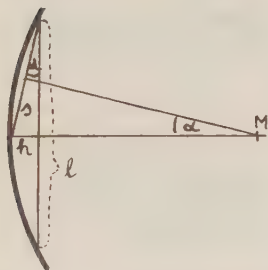


Abb. 19

Schema zur Bestimmung der Krümmungsradien der Trennflächen auf den Spaltlampenbildern.

Man bestimmt die Länge l und die dazugehörige Höhe h einer Sehne der unbekannten Kreisfläche.

Aus l und h läßt sich der Radius r berechnen:

$$\sin \alpha = \frac{s}{r} = \frac{h}{2s}$$

$$r = \frac{2s^2}{h} = \frac{h}{2} + \frac{l^2}{8h}$$

Im Versuch wurden jeweils 5 bis 10 Werte für l und h ausgemessen. Dabei wurde darauf geachtet, möglichst verschieden große Werte für l an möglichst verschiedenen Stellen zu messen.

Die Krümmungsradien auf den Photos sind zwar keine echte Kreisabschnitte, sondern Ellipsenabschnitte, aber folgende Überlegung

zeigt, daß man dies praktisch vernachlässigen kann:

Da die Linsenflächen nahezu zentral geschnitten und unter einem Winkel von 60 Grad (= Winkel zwischen Aufnahme- und Beleuchtungsrichtung) betrachtet werden, gilt für die auf den Photos dargestellten "Krümmungs-ellipsen":

große Halbachse = a

kleine Halbachse = $b = a \cos 30^\circ = 0,866 a$

Die Polarkoordinaten eines Punktes $P(x, y)$ der Ellipse betragen: (14)

$$x = a \cos u$$

$$y = b \sin u$$

Gleichzeitig gilt:

$$x = l/2 \quad \text{also: } l = 2a \cos u$$

$$y = b - h \quad " : h = b (1 - \sin u)$$

Für α gilt auch:

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{l}{2(b-h)}$$

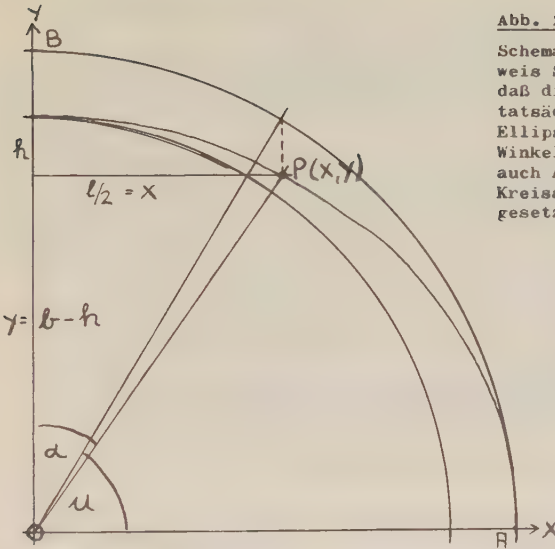


Abb. 20

Schema zum Rechenbeweis Seite 26 und 27, daß die auf den Photos tatsächlich vorhandenen Ellipsenausschnitte im Winkelbereich 2α (siehe auch Abb. 19) praktisch Kreisausschnitten gleichgesetzt werden können.

Berechnet man für verschiedene Winkel u die entsprechenden Ellipsenpunkte $P(x, y)$ und daraus wieder die entsprechenden Werte für l und h , so lassen sich nach der Formel

$r = h/2 + l^2/8h$ für die Winkelbereiche 2α folgende Radien für die Ellipse angeben:

Tab. 4

Die Krümmungsradien einer Ellipse mit der großen Halbachse a und der kleinen Halbachse $b = 0,866 a$ im Winkelbereich 2α in Abhängigkeit von u .

u°	90		85	80	75	70	60
α°	0		$5,8$	$11,5$	$17,2$	$22,8$	30
r	$\approx b^2/a$	$1,155 a$	$1,1525 a$	$1,151 a$	$1,149 a$	$1,116 a$	$1,010 a$

$\approx$ = Näherungskreis der Ellipse im Scheitel B

Bei der Auswertung der Bilder wurden Winkel α zwischen 5 und 15 Grad verwendet.

Aus der Tabelle ersieht man, daß sich die Radien der Ellipse in diesem Winkelbereich untereinander und vom Näherungskreis im Scheitel B nur um ca. maximal 0,5 % unterscheiden. Damit ist bewiesen, daß man die vorliegenden Ellipsenausschnitte praktisch Kreisausschnitten gleichsetzen kann (in diesem Winkelbereich!), da die Radien selbst nur mit einer Genauigkeit von ca. 2 % bestimmt werden.

Als weiteres ist noch zu beachten, daß die Trennflächen der Linse keine Kreisausschnitte darstellen, sondern im zentralen Bereich stärker gekrümmt sind als in der Peripherie.

FINCHAM (1) gibt den Durchmesser dieses Lenticonus, das heißt also, der zwar stärker als in der Peripherie aber gleichmäßig gekrümmten Zone mit ca. 3 mm an. (Für die Linsenvorderfläche)

Dies entspricht einem Winkel α (Vergleiche Abb. 19) von ca. 14 - 16 Grad.

In diesem Bereich stellen also die Trennflächen der Linse praktisch Kreisausschnitte dar.

Da bei der Auswertung der Spaltlampenbilder der Winkel α zwischen ca. 5 und 15 Grad (je nach der Länge der verwandten Sehnen) betrug, wurde also innerhalb dieses Lenticonus gemessen).

Die periphere Abflachung der Krümmungsradien braucht also nicht berücksichtigt zu werden.

(Würde nicht im zentralen Bereich gemessen, so wären die resultierenden Radien zu groß).

33 Versuchsergebnisse.

Ziel dieser Arbeit ist es, wie bereits Seite 9 dargelegt wurde, zu ermitteln, inwieweit man berechtigt ist, von quantitativen Auswertungen von Spaltlampenphotographien ausgehend nicht nur qualitative, sondern auch quantitative Aussagen über die tatsächlichen Verhältnisse in der Linse bei Akkommodation zu machen. Von besonderem Interesse sind dabei die Änderungen des Ortes und des Radius der verschiedenen Trennflächen.

Um sich darüber im klaren zu werden, mußten zwei verschiedenartige Versuchsreihen durchgeführt werden, die folgende Fragen klären sollen:

- 331 Mit welcher Genauigkeit können die Spaltlampeneinstellungen durchgeführt werden und wie wirkt sich der dabei auftretende Fehler auf die Größe der scheinbaren Werte der Spaltlampenphotographien aus ?
- 332 Welche quantitative Beziehung besteht zwischen den spaltlampenphotographisch gewonnenen scheinbaren Werten und den tatsächlichen Werten von Ort und Radius der brechenden Trennflächen der Linse ?
- 331 Ergebnisse über die Reproduzierbarkeit der Spaltlampeneinstellungen.

Von den Spaltlampeneinstellungen müssen nur der Linsenort und die Stellung von Beobachtungsarm und optischer Achse O des Optometers (= Blickrichtung der Versuchsperson) zueinander, das heißt also, der Beobachtungs = Aufnahmewinkel α reproduziert werden.

Der Beleuchtungswinkel β braucht nicht eigens eingestellt zu werden, da er sich zwangsweise von selbst ergibt, wenn man Optometer und Beleuchtungsarm aneinander anlegt. (Siehe Seite 21)

Um quantitative Aussagen über die Reproduzierbarkeit von Linsenort und Beobachtungswinkel α machen zu können, mußte eine auf den Spaltlampenphotographien messbare Größe gefunden werden, die nicht durch das optische System des Auges hindurch abgebildet wird (das heißt, deren scheinbare Größe mit ihrer tatsächlichen Größe identisch ist), die unabhängig vom Akkommodationszustand ist und die von Linsenort und Beobachtungswinkel α abhängig ist. Dazu bot sich die Strecke a (siehe Abb. 16, 17, 18, 21, 22) zwischen dem auf den Aufnahmen sichtbaren Limbus corneae und dem Eintrittspunkt des Beleuchtungsbüschels in die Mitte der Corneadicke an. (Es mußte die Mitte der Corneadicke und nicht die Vorneavorderfläche verwandt werden, da sich die Dicke der Cornea infolge der

unscharfen Einstellung bei der fraktionierten Photographie des Linsenschnittes ändert.)

Die Abbildungen 21 und 22 verdeutlichen die Verhältnisse. (Vergleiche auch Abb. 16, 17, 18; auf diesen Abbildungen ist der Limbus allerdings wesentlich schwerer zu erkennen als in der Projektion.)

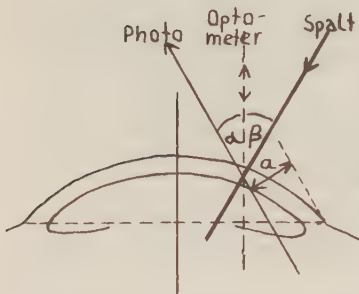


Abb. 21

medianer Horizontalschnitt
durch die Cornea.

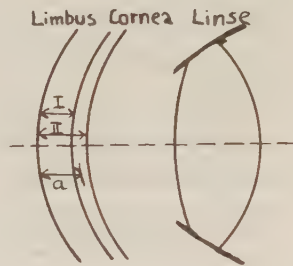


Abb. 22

schematisches Spaltlampen-
bild.

Die beiden Abbildungen verdeutlichen die Strecke a , die zur Bestimmung der Reproduzierbarkeit von Linsenort und Beobachtungswinkel α dient.

Der scheinbare Wert für a ist identisch mit dem tatsächlichen Wert. a hängt ab vom Winkel α und vom Eintrittspunkt E des Beleuchtungsbüschels in die Cornea (= Linsenort; siehe auch S. 23)

3311 Ergebnisse über die Reproduzierbarkeit des Aufnahme- winkels α .

Da a sowohl von α als auch vom Linsenort abhängt, mußten zwei Versuchsreihen durchgeführt werden:

Versuch 1: Nach jeder Aufnahme steht die Versuchsperson auf, das Optometer wird von der Spaltlampe abgenommen und die Stellung der beiden Spaltlampenarme verändert. Dann wird α wieder reproduziert (vergleiche Seite 22), der Linsenort neu eingestellt und die nächste Aufnahme gemacht.

Versuch 2 : An der Einstellung von α wird nichts geändert; nur die Versuchsperson steht nach jeder Aufnahme auf.
(Es wird also nur der Linsenort neu eingestellt)

Der Mittelwert für a aus Versuch 1 minus Mittelwert für a aus Versuch 2 ergibt die Schwankungsbreite für a , die durch den Fehler bei der Einstellung von α bedingt ist.

Daraus läßt sich dann die Schwankungsbreite für α berechnen. (Daß in diese Berechnungen auch der Fehler eingeht, der bei der Ausmessung von a entsteht, kann unberücksichtigt bleiben, da dieser Fehler bei beiden Versuchsreihen gleich groß ist.)

Die Ergebnisse von Versuch 1 sollen gleichzeitig als Beispiel für die Fehlerrechnung dienen, es werden daher alle Schritte von den Einzelwerten bis zum Endergebnis aufgeführt.

Bei allen anderen Versuchen wurde die gleiche Fehlerrechnung ausgeführt; es werden dort nur noch die mit M = Mittelwert bezeichneten Endergebnisse aufgeführt. (Unter Angabe der Zahl n der Einzelmessungen)

$\bar{a}(M) = \bar{x}$ mit $n = 10$ bedeutet also, daß $\bar{x}$ der Mittelwert für a aus 10 Einzelwerten ist.

Wird ein Einzelwert genannt, so ist dieser mit m gekennzeichnet.

σ ist der mittlere Fehler der Einzelwerte = Streuung von m

$\bar{\sigma}$ ist der mittlere Fehler der Mittelwerte

Tab. 5

Ergebnisse von Versuch 1 (siehe Seite 30 ; Zeichenerklärung siehe Abb. 22)

Der Vergrößerungsmaßstab der Bilder ist dabei 62,4 : 1

Bild	m für I	m für II	$a = I + \frac{II-I}{2}$	$m-M$	$(m-M)^2$	[mm]
1	52	82	67	-1	1	
2	52	80	66	-2	4	
3	50	78	64	-4	16	
4	54	84	69	1	1	
5	56	86	71	3	9	
6	50	78	64	-4	16	
8	54	82	68	0	0	
9	58	88	73	5	25	
11	53	83	68	0	0	
12	55	85	70	2	4	
13	53	83	68	0	0	
			$\Sigma = 748$	$\Sigma = 76$		
			also: $\bar{a}(M) = 68$			

c kann auf den Bildern ausgemessen, r mit dem Ophthalmometer bestimmt werden.

Die ermittelten Werte stimmen auch mit den in der Literatur angegebenen Werten überein.

Es ist: $r = 8 \text{ mm}$ $c = 5,8 \text{ mm}$

also: $\hat{v} = 46^\circ 28'$

Für E gilt also:

$$E = r \sin (\xi - \alpha) = 8 \sin (\xi - \alpha) \quad \text{mit} \quad \sin \xi = \sin (\alpha + 46^\circ 28') - \frac{a}{8}$$

In diesen Gleichungen kommt nur noch a und α vor.

a wird auf den Photographien ausgemessen, α betrug bei den Versuchen 30 und 37 Grad.

Für diese beiden Winkel gilt dann:

$$\alpha = 30^\circ : E = 8 \sin (\xi - 30^\circ) \quad \text{mit} \quad \sin \xi = 0,97226 - \frac{a}{8}$$

$$\alpha = 37^\circ : E = 8 \sin (\xi - 37^\circ) \quad \text{mit} \quad \sin \xi = 0,99325 - \frac{a}{8}$$

Im einzelnen wurden für E folgende Werte ermittelt:

$$\alpha = 30^\circ$$

G., 26 Jahre, rechtes Auge $E (M) = 2,74 \quad +0,02 \quad -0,03 \text{ mm} \quad n = 15$
 0 - 8 dptr Akkommodat.
 LVF, LM, LHV

Modellauge $E (M) = 2,80 \pm 0$ (Einstellfehler
 0 und 12 dptr Akkomm. geringer als der
 LVF und LHF Auswertefehler.)

$$\alpha = 37^\circ$$

G., 26 Jahre, rechtes Auge $E (M) = 2,97 \quad +0,02 \quad -0,04 \text{ mm} \quad n = 10$
 0 - 8 dptr Akkommodat.
 LVF, LM, LHV

G., 26 Jahre, linkes Auge $E (M) = 3,09 \quad +0,04 \quad -0,025 \text{ mm} \quad n = 25$
 0 - 8 dptr Akkommodat.
 LVF, LM, LHF

R., 22 Jahre, rechtes Auge $E (M) = 3,00 \quad +0,04 \quad -0,04 \text{ mm} \quad n = 10$
 0 - 8 dptr Akkommodat.
 LVF und LM

Bei diesen fünf Versuchsreihen wurde das Optometer-Testbild jeweils in die Linienmitte (zentrales Intervall) gestellt. Bei der folgenden Versuchsreihe wurde das Testbild in die hintere Alterskernzone der Linse gestellt, der photographierte Linsenort muß also weiter vom Corneascheitel entfernt sein als bei den übrigen Versuchsreihen.

$$\alpha = 37^\circ$$

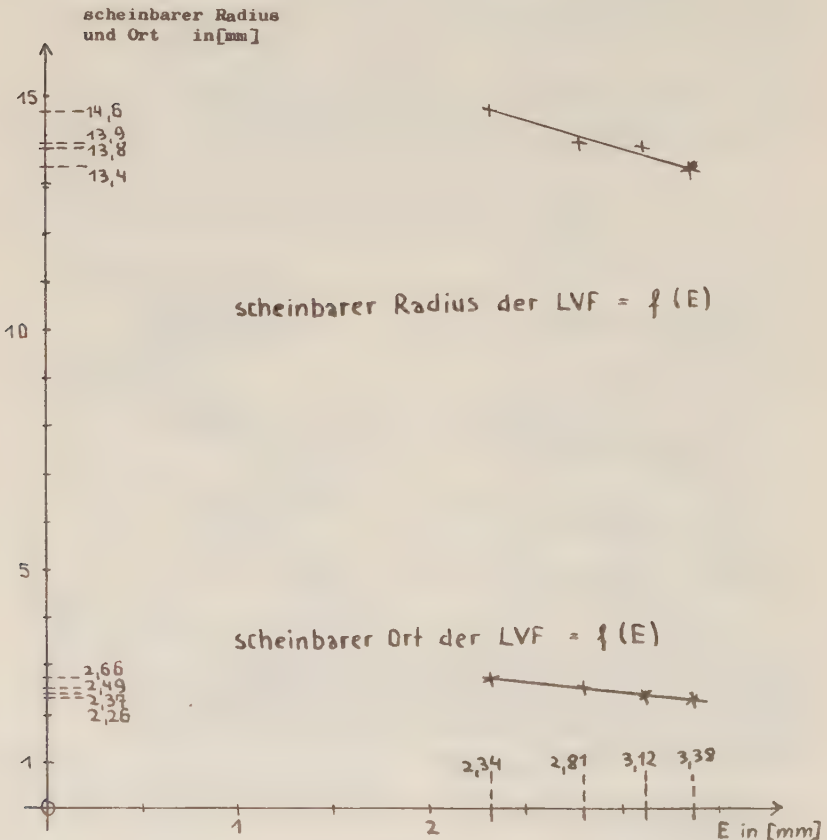
B., 25 Jahre, rechtes Auge $E (M) = 3,28 \quad +0,02 \quad -0,02 \text{ mm} \quad n = 16$
 0 und 5 dptr Akkomm.
 LVF, LM, LHF

Um festzustellen, inwieweit sich scheinbarer Ort und Radius einer Trennfläche durch den Fehler bei der Einstellung des Linsenortes ändern, wurde eine Versuchsreihe durchgeführt, bei der der Linsenort, das heißt also E , willkürlich geändert wurde. Auf den Bildern wurden dann scheinbarer Ort und Radius ausgemessen.

Die Versuchsergebnisse zeigt die Abb. 24.

Abb. 24

Darstellung der Funktion: scheinbarer Radius der LVF = $f(E)$
 = $f(\text{Linsenort})$
 (Vergleiche auch Abb. 23 : E)



332 Versuchsergebnisse über scheinbaren Ort und Radius der brechenden Trennflächen des Modellauges.

Am Modellauge wurde mit der Seite 23 beschriebenen Methode der gewünschte Linsenort, den auch GATTERMANN (2) in seinen Versuchen verwandte, reproduziert und dann während der ganzen Versuchsreihe beibehalten!

E war dabei 2,8 mm (siehe auch Seite 33)

Mit Hilfe des Kreuztisches wurden verschiedene Vorderkammertiefen eingestellt und je eine Aufnahme gemacht.

Versuchsbedingungen:

Beleuchtungswinkel $\beta = \text{ca. } 30,7^\circ$

Aufnahmewinkel $\alpha = 30,0$

Linsenort $E = 2,80 \text{ mm}$

Die Ergebnisse zeigt die Tabelle 6.

Tab. 6

Ergebnisse des Modellversuches über scheinbaren Ort und Radius der brechenden Trennflächen des Modellauges.

C = Mitte der Corneadicke (vergleiche auch S. 29 unten)

LVF = Linsenvorderfläche

LHF = Linsenhinterfläche

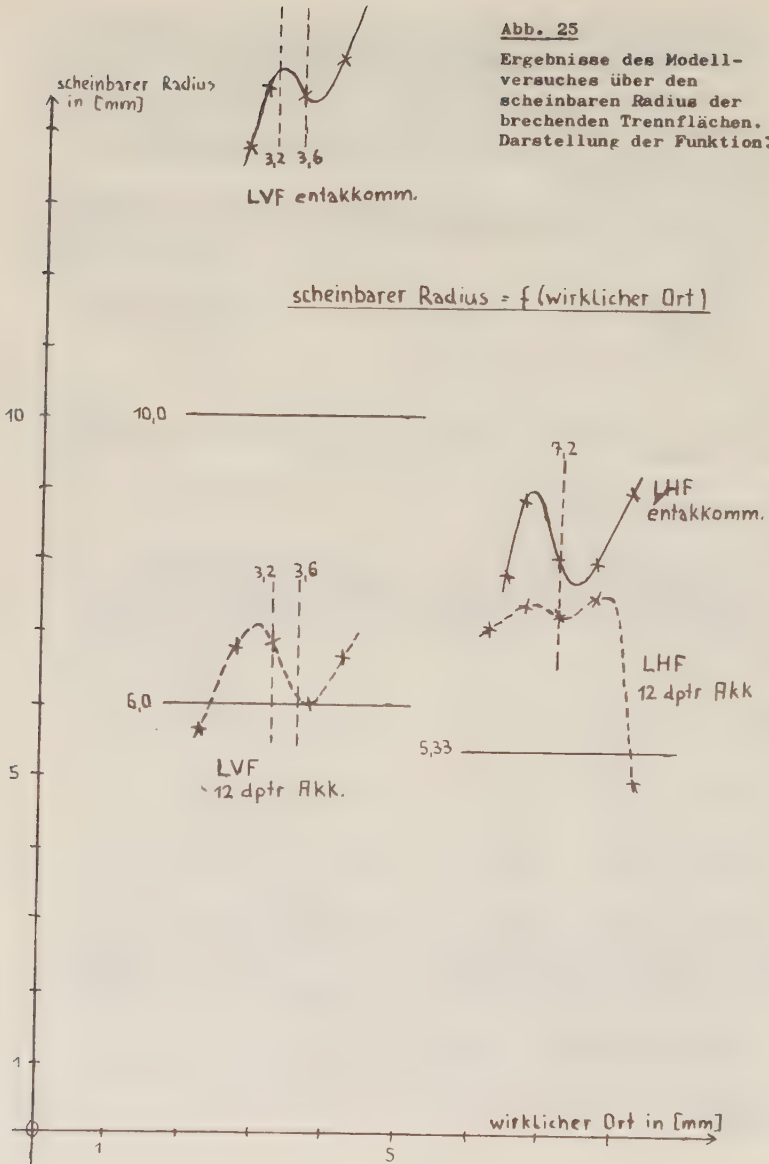
	entakkommodiert				12 dptr Akkommodation			
	scheinbarer		wirklicher		scheinbarer		wirklicher	
	Ort	Radius	Ort	Radius	Ort	Radius	Ort	Radius
C	0,00	9,25	0,00	7,70	0,00	9,25	0,00	7,70
LFV	2,28	13,75	2,80	10,00	1,94	5,62	2,20	5,33
LHF	5,64	7,81	6,40	6,00	5,13	7,05	6,20	5,33
C	0,00	9,25	0,00	7,70	0,00	9,25	0,00	7,70
LVF	2,49	14,60	3,10	10,00	2,43	6,76	2,70	5,33
LHF	5,90	8,88	6,70	6,00	5,68	7,40	6,70	5,33
C	0,00	9,25	0,00	7,70	0,00	9,25	0,00	7,70
LVF	2,98	14,55	3,60	10,00	2,89	6,87	3,20	5,33
LHF	6,57	8,09	7,20	6,00	6,57	7,26	7,20	5,33
C	0,00	9,25	0,00	7,70	0,00	9,25	0,00	7,70
LVF	3,50	15,00	4,10	10,00	3,25	6,05	3,70	5,33
LHF	7,23	7,97	7,70	6,00	7,08	7,55	7,70	5,33
C	0,00	9,25	0,00	7,70	0,00	9,25	0,00	7,70
LVF	3,96	16,98	4,60	10,00	3,73	6,68	4,20	5,33
LHF	7,83	8,98	8,20	6,00	7,73	4,93	8,20	5,33

Die scheinbaren Radien sind Mittelwerte aus $n = 20$
ihr mittlerer Fehler beträgt durchschnittlich $\pm 0,1 \text{ mm}$

Die scheinbaren Orte sind Mittelwerte aus $n = 4$
ihr mittlerer Fehler beträgt durchschnittlich $\pm 0,02 \text{ mm}$

Abb. 25

Ergebnisse des Modellversuches über den scheinbaren Radius der brechenden Trennflächen. Darstellung der Funktion:



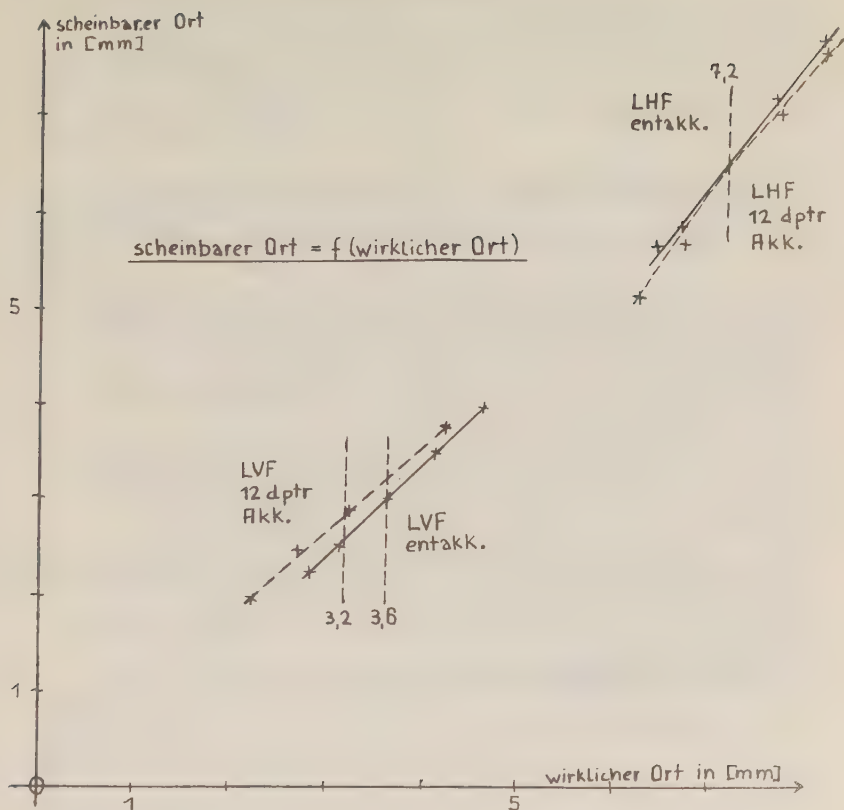


Abb. 26

Ergebnisse über den scheinbaren Ort der brechenden Trennflächen
des Modellauges.

Darstellung der Funktion : $\text{scheinbarer Ort} = f(\text{wirklicher Ort})$

Führt man die Versuche mit einem auf 1,4085 erhöhten Brechungsindex des Kammerwassers durch, so differieren die Ergebnisse nur relativ wenig gegenüber dem oben angeführten Versuch (Kammerwasserbrechungsindex: 1,3365)

Für die entakkommodierte Linse betragen die Werte für

LVF : scheinbarer Radius = 13,90 bei wirklichem Ort von 3,6
LHF : " " = 8,15 " " " 7,2

Für die akkommodierte Linse (12 dptr Akk.)

LVF : scheinbarer Radius = 6,70 bei wirklichem Ort von 3,2
LHF : " " = 7,00 " " " 7,2

Die gesamte Versuchsreihe wurde außer mit den beschriebenen Hohl-linsen auch mit massiven Linsen der Firma TITMUS EUROCON durchgeführt, die den gleichen Brechungsindex von 1,492 haben wie die Kontaktlinsen-Hälften der Hohl-linsen.

Der Brechungsindex des Kammerwassers wurde dabei entsprechend der Differenz der Brechungsindices Massivlinsen - Hohl-linsen (= Massiv-linsen - lebende Linse) auf 1,4085 erhöht.

Die mit diesen Massivlinsen gewonnenen Werte liegen für scheinbaren Ort und Radius der brechenden Trennflächen etwa 6 bis 15 Prozent höher als die mit den Hohl-linsen gewonnenen Werte, aber die Funktionen für scheinbaren Ort und Radius in Abhängigkeit vom tatsächlichen Ort zeigen weitgehend die gleichen Kurvenformen.

Die bei den Massivlinsen gegenüber den Hohl-linsen resultierenden etwas höheren Einzelwerte sind wohl dadurch zu erklären, daß zwar bei beiden Systemen innerhalb des Modellauges vergleichbare optische Verhältnisse bestehen, an der Grenze von Kammerwasser + Cornea gegen Luft dagegen nicht.

(Kammerwasser-Brechungsindex bei den Massivlinsen 1,4085, bei den Hohl-linsen dagegen 1,3365)

34 Zusammenfassung der Versuchsergebnisse.341 Ergebnisse über die Reproduzierbarkeit der Spaltlampeneinstellungen.3411 Aufnahmewinkel α .

Die Strecke a (vergleiche Seite 29 und Abb. 21, 22) hängt sowohl vom Aufnahmewinkel α als auch vom Linsenort = Eintrittspunkt E des Spaltbüschels in die Cornea ab. Der mittlere Fehler für $a(M)$ wird bedingt durch den mittleren Fehler von E (M) und den mittleren Fehler bei der Einstellung von α .

Um den Anteil dieser beiden Parameter am mittleren Fehler für $a(M)$ zu ermitteln, wurden zwei Versuchsreihen durchgeführt:

Versuch 1: Vor jeder Aufnahme werden α und E verstellt und dann wieder neu eingestellt.

Es ergibt sich:

$a(M) = 1,09$ mit $3\bar{\sigma} = 0,04$ bei $n = 11$

Versuch 2: Vor jeder Aufnahme wird nur E verstellt und dann wieder reproduziert. α bleibt eingestellt.

Es ergibt sich:

$a(M) = 1,105$ mit $3\bar{\sigma} = 0,0263$ bei $n = 10$

Die beiden Werte für $a(M)$ sind signifikant gleich, das heißt also, der Aufnahmewinkel wird praktisch fehlerfrei reproduziert.

3422 Linsenort

Der Linsenort ist durch die Lage des Eintrittspunktes E des Spaltbüschels in die Cornea definiert. (Vergleiche Seite 23 und 32 und Abb. 23)

Der Mittelwert E (M) für E und sein mittlerer Fehler läßt sich aus $a(M) \pm 3\bar{\sigma}$ errechnen (siehe Abb. 23).

Es wurden 6 Versuchsreihen mit je 10 bis 25 Einzelaufnahmen an 4 Augen und am Modellauge durchgeführt.

Dabei wurde nach jeder Aufnahme der Linsenort verstellt und dann wieder reproduziert.

Die Einzelbilder einer Versuchsreihe sind alle bei verschiedenem Akkommodationszustand (entakkommodiert bis 8 dptr Akkommodation) und verschiedenem Scharfereich (LVF, LM und LHF) aufgenommen. Es ergaben sich folgende 6 Werte für E (M):

$\alpha = 37^\circ$, Optometer-Test-Spiegelbild in Linsenmitte :

1 : E (M) = 2,97 + 0,02 - 0,04 mm bei $n = 10$

2 : E (M) = 3,09 + 0,04 - 0,015 mm " $n = 25$

3 : E (M) = 3,00 + 0,04 - 0,04 mm " $n = 10$

$\alpha = 30^\circ$, Optometer-Test-Spiegelbild in Linsenmitte :

4 : E (M) = 2,74 + 0,02 - 0,03 mm bei n = 15

5 : E (M) = 2,80 $\pm$ 0 (Modellauge; Einstellfehler für E kleiner als der Fehler, der bei der Bestimmung von E auftritt.)

$\alpha = 37^\circ$, Optometer-Test-Spiegelbild in der hinteren Alterskernzone

6 : E (M) = 3,28 + 0,02 - 0,02 mm bei n = 16

Ein gewünschter Linsenort = Eintrittspunkt E des Spaltbüschels in die Corneamitte kann also durchschnittlich mit einer Genauigkeit von $\pm 0,03$ mm reproduziert werden.

Durch eine weitere Versuchsreihe wurde festgestellt, wie sich bei einer Änderung von E scheinbarer Ort und Radius der Linsenvorderfläche verhalten.

Es ergab sich:

Bei einer Änderung von E $\pm 0,5$ mm ändert sich der scheinbare Radius der LVF um ca. $\mp 4\%$ seines Wertes
Ort " " " " $\mp 8\%$ seines Wertes

342 Ergebnisse über scheinbaren Ort und Radius der brechenden Trennflächen des Modellauges.

Es wurden Versuche mit verschiedenen Linsen und verschiedenen Brechungsindices des Kammerwassers durchgeführt, wobei in jeder Versuchsreihe die Vorderkammertiefe von 2,8 bis 4,6 mm (entakkommodierte Linse) bzw. von 2,2 bis 4,2 mm (12 dptr Akkommodation) variiert wurde. (Siehe Tab. 6)
Es werden hier nur die Ergebnisse angeführt, bei denen die Verhältnisse im Modellauge denen des GULLSTRANDSchen schematischen Auges entsprachen.

entakkommodierte Linse:

LVF:	tatsächlicher Radius	10,0	tatsächlicher Ort	3,60
	scheinbarer "	14,55	scheinbarer "	2,98
LHF:	tatsächlicher Radius	6,00	tatsächlicher Ort	7,20
	scheinbarer "	8,09	scheinbarer "	6,57

akkommodierte Linse (12 dptr Akkommodation)

LVF:	tatsächlicher Radius	5,33	tatsächlicher Ort	3,20
	scheinbarer "	6,87	scheinbarer "	2,89
LHF:	tatsächlicher Radius	5,33	tatsächlicher Ort	7,20
	scheinbarer "	7,26	scheinbarer "	6,57

Es zeigt sich also folgendes:

Die auf den Spaltlampenphotographien ausgemessenen scheinbaren Radien der brechenden Trennflächen des Modellauges sind stets um 30 - 45 % größer als die entsprechenden tatsächlichen Radien, wogegen die scheinbarer Orte der brechenden Trennflächen stets um 9 - 17 % kleiner sind als die entsprechenden tatsächlichen Orte.

Genaue Werte siehe Abb. 27,28 und Tab. 6

4 Besprechung der Versuchsergebnisse.

41 Lage und Reproduzierbarkeit des Linsenortes.

Es wurde eine Methode angegeben, mit der der Linsenort durch seine Lage zur Cornea, das heißt also, durch den Eintrittspunkt E des Beleuchtungsbüschels in die Cornea definiert wurde. Man muß sich aber darüber im klaren sein, daß dieses Verfahren einige Fehler in sich birgt:

1. Bei Akkommodation rückt die Linse nach vorne; es ergibt sich somit ein anderer Eintrittspunkt des Beleuchtungsbüschels in die Linse, da ja der Eintrittspunkt E in die Corneamitte konstant bleibt ($\pm 0,03$ mm). Dieser Eintrittspunkt in die Linse liegt bei Akkommodation etwas weiter entfernt von der optischen Achse als bei der entakkommodierten Linse; scheinbarer Ort und Radius einer Trennfläche ändern sich allein dadurch.
2. Gleichzeitig damit ändert sich auch der Einfallswinkel des Beleuchtungsbüschels auf die LVF, da sich nicht nur der Eintrittsort ändert, sondern auch der Radius der LVF an eben dieser Stelle. Bei den im Versuch verwendeten Linsenorten wird der Einfallswinkel steiler, das heißt also, das Beleuchtungsbüschel wird weniger gebrochen. Durch diesen Vorgang ändern sich ebenfalls scheinbarer Ort und Radius der brechenden Trennflächen.
3. Es ist aber auch theoretisch nicht möglich, bei verschiedenem Akkommodationszustand die gleiche Linsen-Schnittfigur zu reproduzieren:
Der optische Schnitt durch die Linse stellt keine plane Fläche dar, sondern ist in zwei aufeinander senkrecht stehenden Ebenen S-förmig gekrümmt, da der Brechungsindex der Linse an verschiedenen Stellen nicht der gleiche ist, sondern zum Zentrum hin zunimmt (siehe Seite 5 und (4ab), (9)). Da sich nun nach GULLSTRAND die Radien der Isoindizialflächen nicht gleichmäßig ändern, wird diese Schnittfigur bei Akkommodation selbst dann gegenüber der ursprünglichen Figur verzerrt, wenn man durch Änderung des Beleuchtungswinkels und der Eintrittsstelle des Spaltbüschels in die Corneamitte erreicht, daß Eintrittspunkt- und -winkel in die Linse bei entakkommodierter und bei akkommodierter Linse die gleichen sind.

Durch diese Vorgänge ändert sich also der scheinbare Ort und Radius einer Trennfläche bei Akkommodation allein schon dadurch, daß nicht mehr der gleiche Linsenort unter den gleichen Winkeln beleuchtet bzw. photographiert wird. Ein Teil der bei Akkommodation festgestellten Änderung der scheinbaren Werte für Ort und Radius einer Trennfläche ist also durch einen in der Methode der Linsenort-Reproduktion liegenden Fehler bedingt.

Diesen Anteil rechnerisch zu ermitteln ist äußerst schwierig, es kommt also nur eine vereinfachte zeichnerische Lösung in Frage.

Es zeigt sich:

Bei einer Akkommodation auf 8 dptr wird allein durch die Änderung von Eintrittsort und -winkel des Spaltbüschels in die Cornea der scheinbare Radius der LVF um ca. 2% größer, der scheinbare Ort der LVF dagegen um ca. 2% kleiner.

Für die zentraleren kleineren Trennflächen liegen diese Werte bei ca. 5 % (besonders für die Embryonalkernzonen), und zwar wird der scheinbare Radius der vorderen Zonen jeweils größer, der der entsprechenden hinteren Zonen jeweils kleiner.

(Dieses verschiedene Verhalten der vorderen und hinteren Linsenpartien ist dadurch zu erklären, daß die optische Schnittebene durch die Linse vor den Mittelpunkten der vorderen und hinter den Mittelpunkten der hinteren Diskontinuitätszonen liegt. Bei Akkommodation rücken die Mittelpunkte nach vorne, die vorderen Linsenpartien werden also näher am Mittelpunkt, die hinteren Zonen weiter davon entfernt geschnitten als im entakkommodierten Zustand. Dadurch wird der Radius der Schnittfigur der vorderen Zonen größer, der der hinteren Zonen kleiner.)

Da aber die scheinbaren Radien der Trennflächen auf den Photos nur auf $\pm$ ca. 3% (Linsenkapseln) bis $\pm$ 8-10% (Embryonalkernzonen) bestimmt werden können, spielt dieser methodische Fehler bei der Auswertung der Bilder keine praktische Rolle.

Diese Überlegungen gelten selbstverständlich nur, wenn man Bilder von verschiedenem Akkommodationszustand miteinander vergleicht.

Je weniger sich die Bilder im Akkommodationszustand der Linse unterscheiden, desto geringer wird auch dieser methodische Fehler; bei gleichem Akkommodationszustand der Bilder entfällt er vollkommen.

Es bleibt nun noch zu klären, wie sich der mittlere Fehler von E (M) ($\pm$ 0,03 mm) auf scheinbaren Ort und Radius einer Trennfläche auswirkt:

Bei einer Änderung des Eintrittspunktes E (siehe Abb.23) des Spaltbüschels in die Corneamitte ändert sich der scheinbare

Radius der LVF um ca. $\mp$ 4 % seines Wertes

Ort " " " ca. $\mp$ 8 % " "

wenn sich E " $\pm$ 0,5 mm ändert.

E kann aber auf $\pm$ 0,03 mm konstantgehalten werden, es ändert sich also dadurch der scheinbare

Radius der LVF um ca. $\mp$ 0,25 % seines Wertes

Ort " " " ca. $\mp$ 0,5 % " "

Diese Werte gelten in ähnlichen Größenordnungen auch für die anderen Diskontinuitätszonen (wobei die Werte für die Embryonalkernzonen wieder wie oben etwas höher liegen). Genaue experimentell ermittelte Werte lassen sich für diese Zonen nicht angeben, da auf den entsprechenden Photographien nur die LVF messbar ist.

Der Fehler, der durch die Abweichung von E um $\pm 0,03$ mm entsteht, ist wesentlich geringer als der Fehler, der bei der Auswertung der Radien entsteht ($0,25\% \ll 3\%$), er kann also vernachlässigt werden.

Zusammenfassend läßt sich also sagen:

Mit Hilfe der angegebenen Methode lassen sich Ort und Radius der brechenden Trennflächen der Linse mit einer Genauigkeit von $\pm 0,25\%$ (Linsenkapseln bei gleichem Akkommodationszustand der Bilder) bis ca. $\pm 5\%$ (Embryonalkernzonen bei verschiedenem Akkommodationszustand der Bilder) reproduzieren. Dieser Fehler ist aber stets kleiner als der Fehler, der bei der Abmessung der Orte und Radien auf den Spaltlampenphotographien entsteht, hat also praktisch keinen Einfluß auf die Größe der Versuchsergebnisse.

42 Ergebnisse über scheinbaren Ort und Radius der brechenden Trennflächen des Modellauges.

Es wurden Versuche über den scheinbaren Ort und Radius von Linsenvorderfläche und Linsen hinterfläche in Abhängigkeit von verschiedenen Vorderkammertiefen durchgeführt. (Siehe Tab.6) Der dabei erfasste Bereich ist wesentlich größer als der Bereich, in dem sich beim lebenden Auge während der Akkommodation die Vorderkammertiefe ändert. In Abb. 25 und 26 sind diese Werte gestrichelt eingezeichnet.

Die Form der Kurven in Abb. 25 und 26 ist aus einer Überlagerung zweier Funktionen zu erklären: eine quadratische Gleichung der Form $q^2 = r^2 - A^2$ für den Radius q der Kreis-Schnitte und eine Hyperbel für die Abbildung dieser Kreis-Schnitte durch das optische System der Cornea. (Bei der LHF: Cornea + LVF)

Vergleicht man die scheinbare Änderung, die der Krümmungsradius von LVF und LHF bei Akkommodation auf 12 dptr erleidet, so zeigt sich, daß diese Änderung von 53 % (LVF) bzw. 10 % (LHF) (100 % = scheinbarer Radius in entakkommodiertem Zustand) in dem Vorderkammertiefen-Bereich, der beim lebenden Auge vorkommt, nahezu konstant ist.

Es ist also möglich, einen für diesen Bereich gültigen Faktor zu errechnen, mit dem der scheinbare Radius multipliziert werden muß, damit der tatsächliche Radius resultiert; das heißt also, man kann von den Spaltlampenbildern ausgehend die tatsächlichen Werte für den Radius von LVF und LHF angeben!

Für die entakkommodierte Linse und für 12 dptr Akkommodation läßt sich dieser Umrechnungsfaktor direkt aus den Versuchsergebnissen errechnen.

Für die dazwischenliegenden Akkommodationszustände liegen die Faktoren nach Meinung des Verfassers etwa auf einer Geraden.

Begründung:

GATTERMANN (2) fand für die scheinbaren Radien der Trennflächen in Abhängigkeit vom Akkommodationszustand Kurven von etwa folgender Form: 

Die Funktion: tatsächlicher Radius = f (Akkommodationszustand) muß eine ähnliche, glatt verlaufende Kurve ergeben. Die Kurve für den Umrechnungsfaktor kann also zwischen den beiden Extremwerten nicht nennenswert nach oben oder unten ausbiegen, da dann die mit diesen Faktoren ermittelten Werte für den tatsächlichen Radius in Abhängigkeit vom Akkommodationszustand eine S-förmig deformierte Kurve ergeben würden.

Als weiteres kommt hinzu: selbst wenn die Werte für die Umrechnungsfaktoren auf einer anderen Kurve als auf einer Geraden liegen sollten, so hat diese Kurve wegen der geringen Differenz der beiden Faktoren für die akkommodierte und die entakkommodierte Linse in dem dazwischenliegenden Bereich eine so geringe Steigung, daß sie praktisch eine Gerade darstellt.

Es erscheint daher gerechtfertigt, wenn man als Arbeitshypothese die Form der Funktion: Umrechnungsfaktor des scheinbaren in den tatsächlichen Radius = f (Akkommodationszustand) als Gerade annimmt.

Im einzelnen gilt:

entakkommodierte Linse:

LVF : wirklicher Radius = 10,00 mm
 scheinbarer " = 14,55 mm
 also: wirklicher Radius = scheinbarer Radius $\cdot 0,6873$

LHF' : wirklicher Radius = 6,00 mm
 scheinbarer " = 8,09 mm
 also: wirklicher Radius = scheinbarer Radius $\cdot 0,7416$

akkommodierte Linse:

LVF : wirklicher Radius = 5,33 mm
 scheinbarer " = 6,87 mm
 also: wirklicher Radius = scheinbarer Radius $\cdot 0,7757$

LHF' : wirklicher Radius = 5,33 mm
 scheinbarer " = 7,26 mm
 also: wirklicher Radius = scheinbarer Radius $\cdot 0,7341$

Cornea: wirklicher Radius = 7,80 (Ophthalmometerwert)
 scheinbarer Radius = 9,25
 also: wirklicher Radius = scheinbarer Radius $\cdot 0,8432$

Die folgende Abb. 27 zeigt diese Zusammenhänge. Die Faktoren gelten allerdings nur für die Versuchsbedingungen, die beim Modellversuch eingehalten wurden. (Siehe Seite 35)

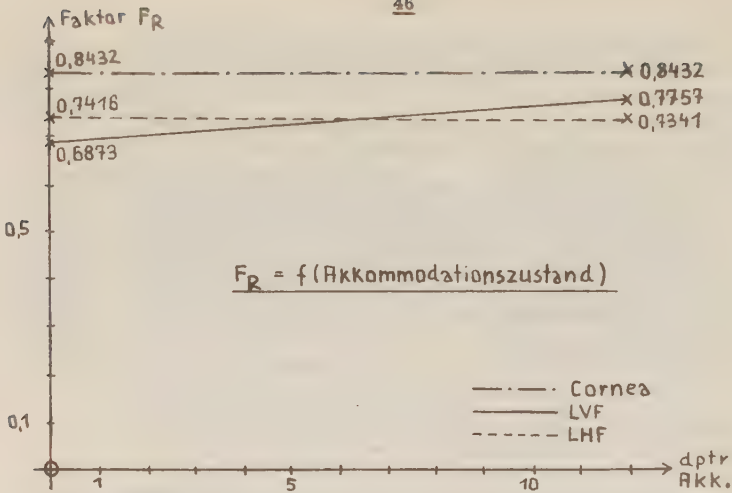


Abb. 27

Darstellung der Funktion: Umrechnungsfaktor F_R für den scheinbaren Radius in den wirklichen Radius in Abhängigkeit vom Akkommodationszustand.

Eine ähnliche Überlegung wie für die Radien der Trennflächen der Linse läßt sich auch für ihre Orte durchführen:

wirklicher Ort = scheinbarer Ort $\cdot F_0$

F_0 läßt sich aus den Ergebnissen des Modellversuches aus den entsprechenden Wertepaaren für wirklichen und scheinbaren Ort der betreffenden Trennflächen berechnen.

Nimmt man die Mittelwerte aus den fünf Versuchsreihen, so gilt:

entakkommodierte Linse:

LVF: $F_0 = 1,2021$

also: wirklicher Ort = scheinbarer Ort $\cdot 1,2021$

LHF: $F_0 = 1,0946$

also: wirklicher Ort = scheinbarer Ort $\cdot 1,0946$

akkommodierte Linse: (12 dptr Akk.)

LVF: $F_0 = 1,1237$

also: wirklicher Ort = scheinbarer Ort $\cdot 1,1237$

LHF: $F_0 = 1,1233$

also: wirklicher Ort = scheinbarer Ort $\cdot 1,1233$

Aus ähnlichen Gründen wie sie für die Radien angeführt wurden, kann man annehmen, daß die Umrechnungsfaktoren F_0 zwischen den beiden Extremwerten für die akkommodierte und die entakkommodierte Linse für andere Akkommodationszustände etwa auf einer

Geraden liegen.

Diese Faktoren gelten ebenso wie die Werte für F_R nur für die auch im Modellversuch eingehaltenen Versuchsbedingungen. (Siehe Seite 35)

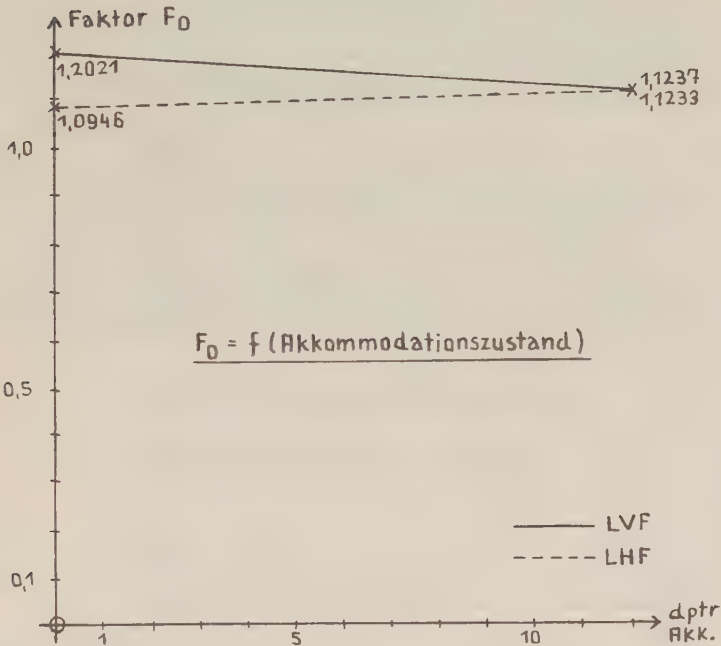


Abb. 28

Darstellung der Funktion: Umrechnungsfaktor F_0 für den scheinbaren Ort in den wirklichen Ort in Abhängigkeit vom Akkommodationszustand.

Aus all dem Gesagten geht hervor, daß die Verhältnisse auf den Spaltlampenbildern gegenüber den wirklichen Verhältnissen stark verändert sind:

Die scheinbaren Radien sind größer, die scheinbaren Orte dagegen sind kleiner als die entsprechenden tatsächlichen Werte. Der Grad dieser größeren bzw. kleineren Wiedergabe ist aber nicht konstant, er ändert sich vielmehr mit dem Akkommodationszustand und dem Ort innerhalb der Linse. Dies hat zur Folge, daß sich bei Akkommodation der scheinbare Radius der LVF stärker ändert, der Linsenscheitel aber scheinbar weniger weit nach vorne rückt als es tatsächlich der Fall ist.

Der Radius der LHF dagegen ändert sich bei Akkommodation scheinbar weniger als es wirklich der Fall ist, ihr scheinbarer Ort bleibt ebenso wie ihr wirklicher Ort praktisch konstant. (GULLSTRANDSches schematisches Auge I)

Für 12 dptr Akkommodation betragen die Werte:

Die LVF ändert scheinbar ihren Radius (Radius im entakkommodierten Zustand = 100 %) um 53 % während er sich tatsächlich nur um 47 % ändert.

Die LVF rückt dabei scheinbar um ca. 0,1 mm nach vorne, während sie tatsächlich um 0,4 mm nach vorne rückt.

Die LHF ändert scheinbar ihren Radius um 10 % (tatsächlich 11 %) und bleibt praktisch an der gleichen Stelle, wie es auch tatsächlich der Fall ist.

Für andere Akkommodationszustände lassen sich diese Werte ohne Schwierigkeit anhand der Abb. 27 und 28 aus den ermittelten scheinbaren Werten errechnen.

Die bisherigen Überlegungen gelten nur für die Linsenvorder- und -hinterfläche.

Es ist aber anzunehmen, daß sich die anderen Linsenzonen (Ab-spaltungsstreifen, Alterskernzone..) ähnlich verhalten.

Dabei ist zu erwarten, daß das Verhalten dieser Zonen dem von LVF und LHF umso ähnlicher wird, je näher diese Zonen einer der beiden Kapseln liegen.

Man kann also, zumindest angenähert, auch für die übrigen Linsenzonen die wirklichen Verhältnisse aus den scheinbaren Werten abschätzen.

Als letztes bleibt nun die Frage zu klären, ob die Ergebnisse des Modellversuches auf das lebende Auge übertragen werden können.

Der Verfasser hat, wie bereits mehrfach erwähnt, die beschriebenen Versuche auch mit anderen als den Hohlinsen und mit anderen Kammerwasser-Brechungsindices durchgeführt. Alle diese Versuche ergeben aber annähernd das gleiche Ergebnis. Zwar weichen die Einzelwerte leicht voneinander ab, das Entresultat aber ist im wesentlichen das gleiche.

Da sich aber die Verhältnisse im lebenden Auge von denen im Modell-
 auge mit den Hohlinsen nicht mehr, sondern sogar noch weniger
 unterscheiden als die Verhältnisse im Versuch mit den Hohlinsen
 gegenüber dem Versuch mit den Massivlinsen, glaubt der Verfasser,
 daß die durch den Modellversuch gewonnenen Ergebnisse auf das le-
 bende Auge übertragen werden können.

Voraussetzung dazu ist selbstverständlich, daß streng die gleichen
 Versuchsbedingungen wie beim Modellversuch (siehe Seite 35) ein-
 gehalten werden, denn die Umrechnungsfaktoren gelten nur für diese.

Zwar wird das Endresultat bei anderen Versuchsbedingungen quali-
 tativ ähnlich ausfallen, aber ob zum Beispiel der Radius der Linsen-
 vorderfläche um X oder Y % zu groß erscheint, hängt von den Ver-
 suchsbedingungen ab.

Als letzter Beweis, ob die Ergebnisse übertragen werden können,
 dient die Anwendung auf das lebende Auge selbst.

Wie GATTERMANN (2) in seiner Arbeit zeigt, erhält man nach An-
 wendung der beschriebenen Umrechnungsfaktoren ähnliche Werte, wie
 sie auch von GULLSTRAND (4ab) und anderen Autoren genannt werden.

Daß die Linsenhinterfläche hierbei eine Ausnahme macht, ist we-
 niger in der Methode der Umrechnung als darin zu suchen, daß GAT-
 TERMANN mit Hilfe der beschriebenen Methoden neue Ergebnisse über
 das Verhalten der Linsenhinterfläche bei Akkommodation fand.

5 Zusammenfassung.

In der vorliegenden Arbeit wurde zunächst eine Methode beschrieben, mit deren Hilfe man am lebenden Auge einen beliebigen Akkommodationszustand einstellen und gleichzeitig einen gewünschten Linsenort (bei verschiedenen Versuchspersonen und am Modellauge) mit einer Genauigkeit von $\pm 0,03$ mm reproduzieren kann.

Sodann wurde gezeigt, daß der in dieser Methode liegende Fehler nur einen geringen Einfluß auf die Größe der scheinbaren Werte der durch Spaltlampenphotographien gewonnenen Radien und Orte der brechenden Trennflächen des Auges hat, bei der Beurteilung der Versuchsergebnisse also vernachlässigt werden kann.

Als nächstes wurde ein Versuch mit einem Modellauge beschrieben, das nach den Maßen des GULLSTRANDSchen schematischen Auges gebaut war.

Ziel dieses Versuches war es, das Verhältnis zwischen den scheinbaren, auf den Spaltlampenphotographien messbaren Werten für scheinbaren Ort und Radius der brechenden Trennflächen der Linse und ihren entsprechenden tatsächlichen Werten zu ermitteln. Es ergab sich, daß die scheinbaren Werte für die Radien in Abhängigkeit vom Akkommodationszustand größer und die scheinbaren Werte für die Orte der Trennflächen ebenfalls in Abhängigkeit vom Akkommodationszustand kleiner sind als die tatsächlichen Werte.

Zur Berechnung der tatsächlichen Werte aus den scheinbaren Werten der Spaltlampenbilder wurden aus den Ergebnissen des Modellversuches die Umrechnungsfaktoren F_R für den Radius und F_O für den Ort in Abhängigkeit vom Akkommodationszustand ermittelt und begründet, daß die Ergebnisse auch auf das lebende Auge übertragen werden können.

6 Literaturverzeichnis.

- (1) FINCHAM, in: MUTZE, Karl: Die Akkommodation des menschlichen Auges. Berlin: Akademie-Verlag 1956
- (2) GATTERMANN, Herfried: Inaugural-Dissertation: Die Krümmungsradien der brechenden Trennflächen der Linse im optischen Schnitt der Spaltlampe. Photographie am lebenden Auge. Erlangen: noch nicht erschienen.
- (3) GOLDMANN, Hans: Spaltlampenphotographie und -photometrie. Ophthalmologica (Basel) 98, 257-270
- (4a) GULLSTRAND, Allvar: Wie ich den intrakapsulären Akkommodationsmechanismus fand. Archiv für Augenheilkunde Bd.72 (1912), 169-190
- (4b) GULLSTRAND, Allvar: in: HELMHOLTZ, H.: Handbuch der physiologischen Optik. 3.Aufl. Bd.I - Hamburg und Leipzig: Leopold Voss 1909
- (5) HELMHOLTZ, H.; Gullstrand, A.; von Kries, J.; Nagel, W.: Handbuch der physiologischen Optik. 3.Aufl. Bd.I - Hamburg und Leipzig: Leopold Voss 1909
- (6) HESS, Carl: Die Anomalien der Refraktion und Akkommodation des Auges mit einleitender Darstellung der Dioptrik des Auges. In: GRAEFE - SAEMISCH: Handbuch der gesamten Augenheilkunde. 2.neubearbeitete Aufl. Bd.8 2.Abteilung - Leipzig: Wilhelm Engelmann 1903
- (7) MEIER, Elisabeth: Über den derzeitigen Stand des Wissens vom Wesen des Akkommodationsvorganges. In: ROPER-HALL: Fortschritte der Augenheilkunde. Vol.18 - Basel, New York: S.Karger 1967
- (8a) NIESEL, Peter: Spaltlampenphotographie der Linse. ?
- (8b) NIESEL, Peter: Spaltlampenphotographie mit der Haag-Streit Spaltlampe 900. Ophthalmologica 151, 489-504
- (9) SIEBECK, Robert: Optik des menschlichen Auges. Berlin, Göttingen, Heidelberg: Springer 1960
- (10) SCHÖBER, Herbert: Ein Handoptometer für den klinischen Gebrauch. Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde 132 (1952), 246-248
- (11) TSCHERNING, Eilert: in: MUTZE, Karl: Die Akkommodation des menschlichen Auges. Berlin: Akademie-Verl. 1956
- (12) VOGT, Alfred: Lehrbuch und Atlas der Spaltlampenmikroskopie des lebenden Auges. Bd.II: Linse und Zonula - Berlin: Springer 1931
- (13) WALTHER, Roth, A.; Scheel, K.: Physikalisch-chemische Tabellen. Bd.II - Berlin: Springer 1923
- (14) WESTRICH, Fritz: Sammlung mathematischer Formeln. 18.unveränderte Aufl. - München: J.Lindauer (Schaefer) 1959
- (15) Documenta Geigy: Wissenschaftliche Tabellen. Basel: J. R. Geigy A.G., Pharmazeutische Abtlg. 1962

Lebenslauf

Am 19. März 1942 wurde ich als drittes Kind des Volksschullehrers Michael Bauer und seiner Ehefrau Hanna, geborene Hölzel, in Bamberg geboren.

Vom 23. August 1948 bis 29. September 1950 besuchte ich die Volksschule Geisfeld bei Bamberg, anschließend bis 14. Juli 1953 die Ruprecht-Volksschule Bamberg.

Von dort aus trat ich nach vollendetem fünftem Schuljahr am 1. September 1953 in die Oberrealschule Bamberg über, die ich neun Jahre bis zum Abitur am 18. Juli 1962 besuchte.

Im Wintersemester 1962/63 immatrikulierte ich mich für die Fachrichtung Medizin an der Friedrich-Alexander Universität Erlangen. Dort legte ich nach zwei Semestern am 3. August 1963 das Vorphysikum, nach einer Ergänzungsprüfung für das kleine Latinum am 22. Juli 1964 an der Oberrealschule Bamberg nach fünf Semestern am 8. März 1965 das Physikum und nach elf Semestern am 22. Juli 1968 das medizinische Staatsexamen ab.

Seit 1. September 1968 bin ich als Medizinalassistent an der Nervenklinik Bamberg tätig.

